

Univerzita Karlova v Praze
Fakulta tělesné výchovy a sportu

**ELEKTROMYOGRAFICKÁ ANALÝZA
VYBRANÝCH SVALŮ BĚHEM HODU BACKHAND
VE HŘE ULTIMATE FRISBEE**

Diplomová práce

Autor: Jana Straková
Vedoucí práce: Doc.PaedDr. Dagmar Pavlů, CSc.

Praha, duben 2006

SOUHRN

Název: Elektromyografická analýza vybraných svalů během hodu backhand ve hře ultimate frisbee

Title: Electromyographic analysis of selected muscles during a backhand throw in ultimate frisbee

Cíl práce: Naše práce se zaměřuje na analýzu svalové činnosti během hodu backhand v jedné z nejnovějších kolektivních her – ultimate frisbee.

Sleduje míru společné aktivace extenzorů zápěstí – vykonávajících odhození disku a lopatkových svalů (m.trapezius - kraniální a kaudální porce, m.serratus anterior a m.pectoralis major) – dynamických stabilizátorů lopatky.

Dále sleduje rozdíly v zapojení svalů během této aktivity ve skupině trénovaných hráčů ultimate.

Metoda: Ke snímání aktivity zmíněných svalů jsme použili metodu povrchové elektromyografie. PEMG zachycuje souvislost mezi svalovou aktivitou na akru a kořenovém kloubu horní končetiny během odhodu disku při backhandu.

Výsledky: Experiment ukazuje na rozdílnost v aktivaci svalů ve skupině trénovaných hráčů ultimate frisbee, odvíjející se od individuálního vzoru (resp.stylu) pohybového projevu hráče. Při dalším analyzování však vycházejí do popředí dva pohybové modely, odvíjející se od společných znaků či podob získaných vzorů.

1.model je charakteristický dominancí m.pectoralis major, ke kterému se ve dvou případech připojuje aktivita m.serratus anterior a v jednom případě aktivita m.trapezius pars descendens i ascendens.

2.model charakterizuje společná dominance pars descendens a ascendens m.trapezii (4 případy). V jednom případě se znaky obou modelů prolínají.

Klíčová slova: ultimate frisbee, elektromyografie, lopatka, ramenní kloub, zápěstí

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně, s použitím literatury uvedené v příloženém seznamu, a dodržovala jsem zásady vědecké etiky.

V Praze, dne 14. 4. 2006


Jana Straková

Ráda bych v úvodu poděkovala vedoucí své práce doc.Dagmar Pavlů za její ochotu, vstřícnost a cenné rady.

Děkuji přátelům a spoluhráčům za účast na experimentu a v neposlední řadě děkuji své rodině za podporu.

OBSAH

1. Úvod	1
2. Teoretická východiska	2 - 30
2.1 Ultimate Frisbee	2 - 4
2.1.1 Historie	2
2.1.2 Pravidla	2
2.1.3 Spirit of the game	3
2.1.4 Základní hody	3
2.1.5 Disk	4
2.1.6 Hřiště	4
2.2 Anatomie horní končetiny	5
2.3 Kineziologie horní končetiny	6 - 16
2.3.1 Kořenová oblast – rameno a pletenec ramenní	7
2.3.1.1 Funkční pohyby a svaly ramenního komplexu	9
2.3.1.2 Kineziologie vybraných svalů	12
2.3.2 Střední oblast horní končetiny – loket	15
2.3.3 Akrální oblast horní končetiny – zápěstí a ruka	15
2.3.3.1 Kineziologie <i>m. extensor carpi radialis longus et brevis</i> ..	16
2.4 Ultimate Frisbee a pohyb	17- 23
2.4.1 Zatížení v ultimate frisbee.	18
2.4.2 Útok	18
2.4.3 Obrana	18
2.4.4 Pivot	19
2.4.5 Házení	20
2.4.5.1 <i>Backhand</i>	20
2.4.5.2 <i>Forehand</i>	21
2.4.5.3 <i>Overhead</i>	22
2.4.6 Chytání	22
2.4.7 Pohybové zajímavosti v ultimate	23
2.4.8 Nejčastější zranění	23

2.5 Ultimate Frisbee a fyzioterapie	24- 25
2.5.1 Jednostranné přetížení	24
2.5.2 Ultimate v terapii	25
2.6 Elektromyografie	26- 30
2.6.1 Fyziologická podstata elektromyografického signálu	26
2.6.2 Povrchová elektromyografie	27
2.6.3 Vztah mezi elektrickou a mechanickou aktivitou svalu	28
2.6.4 Faktory ovlivňující elektromyografický signál	29
2.6.5 Zpracování elektromyografického záznamu	30
3. Cíle práce	31
4. Hypotézy	32
5. Metodika experimentu	33-37
5.1 Charakteristika probandů	33
5.2 Podmínky měření	34- 36
5.2.1 Technické zázemí	34
5.2.2 Lokalizace elektrod	35
5.2.3 Konstanty experimentu	36
5.3 Průběh experimentu	36
5.3.1 Snímání EMG aktivity	36
5.3.2 Další vyšetření	36
5.4 Zpracování	37
5.4.1 Zpracování záznamu	37
6. Výsledky	38-50
7. Diskuse	51-55
7.1 Diskuse k výsledkům	51
7.2 Úskalí experimentu	54
7.3 Přínos experimentu	54
8. Závěr	55
9. Seznam literatury	56-58
10. Internetové zdroje	59

1. Úvod

Studium a analýza pohybových činností jsou jedním z výchozích bodů pro práci fyzioterapeuta, jak ve světě medicíny, tak ve světě sportovním. Z vytěžených poznatků můžeme usuzovat na druh pohybové aktivity, její intenzitu, rozložení požadavků na pohybový aparát, možné přetížení a následně připravit vhodnou kompenzaci zátěže. Zároveň pak můžeme zvažovat (ne)vhodnost zařazení určité pohybové aktivity do dlouhodobého terapeutického plánu.

Otázka přetížení a úrazů ve sportu je častým tématem sportovně-vědeckých prací. Příčiny jsou různé, jednou z nich však může být samotná technika, která je buď prováděna „optimálně“ tj. se zaměřením na svalovou koordinaci a s co nejmenšími požadavky na svalovou sílu; nebo tzv. nekoordinovaně tj. neekonomicky, což může vést právě k přetížení a zranění.

Netradiční sporty jsou z tohoto pohledu nedotčeny.

Mezi takové patří například hra ultimate frisbee. Jedná se o technicky a fyzicky velmi náročný sport, který klade m.j. vysoké nároky na přesnost. Platí pro něj v angličtině charakteristika „It is all in the wrist“ („Vše spočívá v zápěstí“).

Pro házení talíře (z ang. Frisbee) a zejména při jeho odhodu, je nezbytné maximálně uvolnit zápěstí a naproti tomu dobře zafixovat lopatku, jakožto plochu opory pro práci volné horní končetiny. Bohužel zkoumání všech nejčastěji používaných hodů by přesahovalo rámec diplomové práce, proto jsme vybrali pouze jeden ze základních.

Přínosem analýzy je nejen nahlédnutí do samotné techniky hodu v její kineziologické podstatě, ale zároveň prevence přetížení či zranění v závislosti na technice hodu a zvážení významu zařazení hry do terapie.

V individuálních sportech se studium pohybu a následná terapie vztahuje vždy k jednomu sportovci – individu, což zabezpečí cílenost na jeho konkrétní problém či „slabinu“. Ve sportech týmových by se mohlo zdát, že sestavíme-li „kompenzační plán“ jednomu členovi týmu, můžeme poté analogicky vytvořit takové plány členům zbylým. Opak je pravdou.

2. Teoretická východiska

Pozn. v kapitolách, kde se zmiňuji o anatomických strukturách, používám českých či počeštěných ekvivalentů latinských názvů, pro možnosti využití práce širší skupinou čtenářů.

Názvy jednotlivých svalů jsou ponechány v jejich latinské podobě.

2.1 Ultimate frisbee

2.1.1 Historie

Ultimate je sportovní hrou, kterou zastřešuje světová organizace WFDF (World Flying Disc Federation), jež je členem GAISF (General Assembly of International Sports Federations) a IWGA (International World Games Association).

Poprvé byla hrána v roce 1968 na Columbia High School (USA). V roce 1981 vznikla European association of Flying Disc (EFDF) a o tři roky později vzniká asociace světová (WFDF).

Do ČR se tato hra dostala v roce 1991, kdy vznikl první český tým Prague Devils při VŠK FEL ČVUT. V roce 1993 byla založena Česká Asociace Frisbí, později přejmenovaná na Českou asociaci létajícího disku (ČALD) (Filandr 2000).

2.1.2 Pravidla

Ve hře proti sobě stojí dva sedmičlenné týmy na hřišti o rozměrech 100 x 37 m, na jehož obou koncích je koncová zóna o rozměrech 18 x 37 m. Útočící družstvo se snaží pomocí přihrávek dopravit disk do koncové zóny soupeře, druhé družstvo se staví do obraných pozic.

Hráči nesmí s diskem běhat, po chycení mají povolen jen nejnutnější počet kroků k zastavení, poté se již mohou uvolňovat pouze otáčením okolo jedné dolní končetiny, která je na místě (tzv. pivotování).

Disk se nesmí dotknout země (ani čehokoliv mimo hřiště), což je jeden z cílů obrany – srazit přihraný disk, znemožnit dokončení přihrávky. Disk může obránce chytit nebo „clonit“ útočníkovi. Nesmí jej však faulovat (jakýkoli kontakt může být považován za faul).

Hraje se bez rozhodčích – hráči si veškeré přestupky (fauly, kroky apod.) hlásí sami navzájem, podle tradic fair play, na které je v tomto sportu kladen velký důraz, a kterému se zde říká „Spirit of the Game“ (Argaj 1997).

2.1.3 Spirit of the Game

Je pravidly definován takto: „Ultimate je od samého počátku postaveno na sportovním duchu, který klade odpovědnost za dodržování pravidel a fair play na samotné hráče. Vysoce soutěživá hra je vítána, nikdy však ne za cenu ztráty vzájemné ohleduplnosti mezi hráči, porušování dohodnutých pravidel a vytracení prosté radosti ze hry. Účelem pravidel ultimate je poskytnout návod, který vysvětluje jak hru hrát. Předpokládá se, že žádný hráč neporuší pravidla úmyslně, a proto nejsou stanoveny tresty za neúmyslné přestupky. Pravidla předkládají vodítko, jak znovu zahájit hru takovým způsobem, kterým by pravděpodobně pokračovala, kdyby k přestupku nedošlo“(pravidla Ultimate 2002).

2.1.4 Základní hody

V ultimate jsou základem dovednosti házečí a chytací, neboť spadne-li disk při útoku na zem, získává jej automaticky obrana. Komponenty úspěšného výkonu v ultimate jsou dle Hughesse a Bartletta (2002) – kontrola disku, přihrávky, házení, pozice na hřišti, chytání, body aj.

Semerádová (2004) analyzovala počty přihrávek a jejich vztah ke ztrátám držení disku a vítězství nebo prohře v utkáních na ME klubů v Praze, 2001. Bylo prokázáno, že pro vítězství je nezbytné méněkrát ztratit držení disku. Přihrávky byly víceméně rovnoměrně rozloženy mezi vítězné / poražené týmy, narozdíl od ztrát, kterých poražené týmy dosáhly v průměru o šest více.

Základními hody v ultimate jsou: Backhand, forehand a over head (někdy též hammer). Další způsoby hodu, používané v ultimate, se nazývají overhand, upsidedown, zatočený backhand a forehand („banán“) a podtočený (podhozený) backhand a forehand. Zručnější hráči však „zásobník“ svých hodů stále zdokonalují a obohacují je o nejrůznější modifikace. Ve hře pak můžeme sledovat hody

improvizované, vycházející ze základních i modifikovaných hodů. Čím více způsobů házení hráč ovládá, tím vyšší je jeho úspěšnost ve hře.

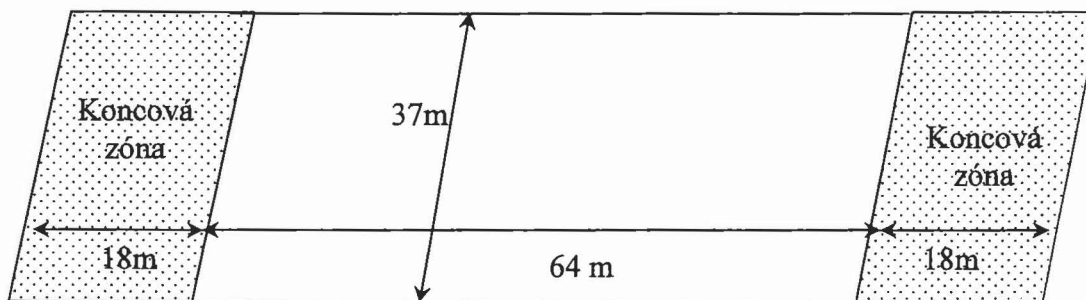
2.1.5 Disk (frisbee, létající talíř)

Všechny disky používané pro různé disciplíny s disky prováděné jsou kulaté a plné – nemají tvar soustředných kruhů. Hrana disku je o něco silnější, než stěna mezi horní a vnitřní plochou. Větší část hmotnosti disku je tak rozložena po jeho obvodu. Disky mají dle druhu soutěže rozdílnou váhu, velikost i tvar (Filandr, 2000).

2.1.6 Hřiště

Standardní hřiště pro ultimate je travnaté o rozměrech 100x37m. Tato plocha tedy představuje cca. polovinu hřiště fotbalového. Na obou koncích jsou tzv. koncové zóny s rozměry 18x37m. Viz. obr. 1. (převzato z Veselý, 2004).

Obr. 1. půdorys a míry hřiště pro Ultimate



2.2 Anatomie horní končetiny

Protože cílem ani zaměřením práce není anatomická studie, omezila jsem tuto kapitolu na výčet pouze těch částí a komplexů horní končetiny, jejichž znalost je pro potřeby naší práce nezbytně nutná.

Horní končetina je tvořena spojením pletence ramenního (lopatka a klíček) s volnou končetinou (kost pažní, loketní a vřetenní) a rukou (zápěstní kůstky, metakarpy a prsty).

Véle (1997) rozděluje svaly horní končetiny na:

- svaly pletence ramenního, kam patří m. trapezius, mm. rhomboidei, m. levator scapulae, m. serratus anterior, m. pectoralis minor, m. subclavius
- svaly kolem ramenního kloubu – m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. teres minor, m. teres major, m. latissimus dorsi, m. pectoralis major, m. subscapularis, m. coracobrachialis
- svaly kolem lokte – m. biceps brachii, m. brachialis, m. brachioradialis, m. triceps brachii, m. pronator teres, m. pronator quadratus, m. supinator,
- svaly působící na akrální oblast horní končetiny (zápěstí – ruka)

Jednotlivé kosti pletence ramenního jsou spojeny a vytvářejí spolu s hrudníkem komplex kloubů, pracujících ve vzájemné harmonii. Patří sem kloub sternoklavikulární, skapuloklavikulární, skapulotorakální a humeroskapulární (Janda, 1996).

Mezi klouby volné končetiny se řadí kulový kloub ramenní; kloub loketní složený z humeroulnárního, humeroradiálního a proximálního radioulnárního spojení; radioulnární spojení distální; klouby ruky, kam náleží radiokarpální, mediokarpální, interkarpální, karpometakarpální, intermetakarpální, metakarpofalangeální a interfalangeální spojení (Čihák, 2003).

2.3 Kineziologie horní končetiny

Horní končetina představuje hlavní úchopový a manipulační orgán člověka a slouží k práci i ke komunikaci (Véle, 1997).

Volní úchop se u člověka začíná objevovat v období 3.měsíce života a to nejprve z ulnární strany (kojenec nejprve uchopí předmět malíkem a dále 4., 3.a 2.prstem sevře do dlaně. Radiální úchop (typický pro dospělého člověka) se objevuje až po 4,5 měsíci, nejprve však v rovině uchopující paže. Následně se objevuje diferenciací tahů svalů horní končetiny, což souvisí s diferenciací funkcí horních končetin – funkce opěrná a úchopová (Kolář, 2005).

Véle (1997) poukazuje na důležitou funkci svalů pletence ramenního, které ovlivňují postavení lopatky, jakožto výchozího centra pro pohyb paže. Tato funkce je dle něj řízena čtyřmi svalovými smyčkami, jejichž vzájemný rozdíl v aktivaci umožňuje nejen pohyb lopatky, ale i udržení zaujaté polohy.

Fixaci lopatky provádějí tzv.horní a dolní fixátory při současné aktivaci. Jako dolní fixátory označují Kabelíková a Vávrová (1997) několik svalů, které spojují lopatku s páteří nebo se žebry a podílejí se na jejím plochém přiložení k hrudníku. Řadí se sem mm.rhomboidei, střední a dolní porce m.trapezius a m.serratus anterior. Hlavním horním fixátorem je naproti tomu zejména kraniální porce m.trapezius a m.levator scapulae.

Kromě tzv.dolních a horních fixátorů se na stabilizaci ramenního kloubu podílí další funkční jednotka – rotátorová manžeta (rotator cuff), kam se řadí m.supraspinatus, m.infraspinatus, m.teres minor a m.subscapularis. Jejich vyvážená (harmonická) aktivita zpevňuje ramenní kloub a chrání jej tak proti subluxaci (Véle 1997).

Mezi další „ochránce“ ramenního kloubu se řadí m.coracobrachialis, m.biceps brachii caput breve, m.triceps brachii caput longum a m.deltoideus, kteří společnou aktivitou zabraňují dislokaci glenohumerálního kloubu ve vertikální ose – např.při nošení těžkých břemen.

Pohyb horní končetiny Véle (1997) rozdělil do 3 hlavních oblastí v souvislosti s funkčními klouby horní končetiny.

2.3.1 Kořenová oblast – rameno a pletenec ramenní

Rameno a pletenec ramenní se v literatuře někdy uvádí dohromady, pod společným názvem *ramenní komplex*. Jakkoliv je nutné, pro práce anatomické, dělit tento komplex na jednotlivé klouby, dovolila jsem si zde označení *ramenní komplex* ponechat, neboť pohyb v ramenním kloubu je úzce svázán s pohyby kloubů pletence a naopak.

Ramenní komplex tedy sestává z kloubu sternoklavikulárního, akromioklavikulárního, glenohumerálního a z funkčního skapulothorakálního spojení.

Pro přehlednost nejprve jen stručně o funkcích jednotlivých kloubů a v následujících podkapitolách se již podrobněji zmíním o funkčních pohybech celého ramenního komplexu, s ohledem na vybranou literaturu.

Sternoklavikulární kloub

Kloub skládající se z proximálního konce klavikuly, přilehlé části manubria sterni a vloženého disku se omezuje pouze na minimální translační pohyby. Jedná se o pohyb kraniokaudální a ventrodorsální. Dle Rockwooda a Matsena (1990) je možný i pohyb rotační a to v ose klavikuly.

Dylevský (2000) upozorňuje na důležitost artikulárního disku, který pohlcuje drobné nárazy, které se přenáší z klíční kosti na sternum.

Funkční pohyby jsou samozřejmě závislé na poloze a pohybu lopatky. Jsou to elevace, deprese, protruze (resp. protrakce), retrakce a zevní a vnitřní rotace.

Akromioklavikulární kloub

Plochý kloub spojující distální část klíčku s akromionem (Dylevský, 2000). Rockwood a Matsen (1990) uvádějí, že čistý pohyb v tomto kloubu limitují ligamenta korakoklavikulární a akromioklavikulární. Jinak stejně jako u předchozího kloubu, i tady je jakákoliv funkční pohyblivost spojena s pohybem lopatky.

Glenohumerální kloub

Kloub kulový, volný. Je jedním z nejvíce pohyblivých kloubů v těle. Pohyblivost je způsobena relativně malou plochou hlavičky humeru nasedající na větší a mělkou jamku lopatky (Rockwood 1990; Dylevský, 2000; Čihák, 2001).

Translační pohyby jsou možné všemi směry – kraniokaudálním, ventrodorsálním, laterolaterálním a do obou rotací (vnitřní i zevní).

Pohyby funkční jsou s vyloučením pohybu v ostatních kloubech komplexu sice možné, ale pouze do určité míry, a to v závislosti na rozsahu pohybu (viz.níže).

Tabulka 1. podává velmi zjednodušený přehled závislosti pohybu v ramenním kloubu na pohybu v kloubech pletence (převzato z Lippert, 2001)

Tabulka 1.

Ramenní kloub	Pletenec ramenní
FLEXE	Kran. rotace klíčku, retrakce lopatky
EXTENZE	Kaud. rotace klíčku, protrakce lopatky
ABDUKCE	Zevní rotace dolního úhlu lopatky
ADDUKCE	Vnitřní rotace dolního úhlu lopatky
VNITŘNÍ ROTACE	Protrakce
ZEVNÍ ROTACE	Retrakce
HORIZONTÁLNÍ ABDUKCE	Retrakce
HORIZONTÁLNÍ ADDUKCE	Protrakce

Skapulothorakální kloub

Je funkčním spojením mezi plochou lopatky a hrudníkem, které je realizováno svalovým a vazivovým aparátem (Kapanji, 1987 in Krahulcová, 2005).

Hovoříme-li o pohybech lopatky, jedná se o posuvné a rotační pohyby, které zajišťují optimální nastavení kloubní jamky pro pohyb paže.

Mezi posuvné pohyby patří elevace, deprese, abdukce a addukce, protrakce a retrakce; do pohybů rotačních Dylevský (2000) řadí antevertzi (zevní rotace dolního úhlu lopatky) a retrovertzi (vnitřní rotace dolního úhlu lopatky).

Lopatka slouží díky svému tvaru především jako plocha pro úpony svalů pohybující ramenním pletencem a zároveň vykonává velmi důležitou funkci „opory“ pro práci volné horní končetiny, jak to na příkladu velmi výstižně popisují Rasch a Burke (1971), a sice že je nutné dostatečně svalově fixovat lopatku například při otevírání dveří. Pokud by k fixaci (a tím k vytvoření opory, resp. atitudy) nedošlo, spíše by tahem brachiálních svalů došlo k protrakci ramenního kloubu, než k otevření zmiňovaných dveří.

Postavení lopatky při uvolněném stoji dle Rockwooda a Matsena (1990) je 3° odklon od osy páteře, ventro-dorsální tilt o 30° od frontální roviny a latero-laterální tilt v rovině sagitální uvádí 20°.

Rozsah elevace lopatky se v literatuře liší. Dylevský (2000) uvádí rozsah pohybu maximálně 40°, Kapanji (1987 in Krahulcová 2005) zmiňuje 60°.

Rozsah deprese je dle obou uvedených autorů okolo 5°.

Abdukce i addukce jsou dle Dylevského (2000) stejného rozsahu a to cca. 10°.

Velikost zevní i vnitřní rotace dolního úhlu je dle stejného autora asi 30°, což zabezpečuje změnu sklonu roviny kloubní jamky až o 50°.

2.3.1.1 Funkční pohyby a svaly ramenního komplexu

Ramenní kloub a pohyb ramenního komplexu je podle Rockwooda a Matsena (1990) středem zájmu a neshod mnoha odborníků již více než sto let.

Důvodem debat a nejednotných názorů je prý mnoho. Jsou to například rozdíly se přístupy v měření pohybu a následně odlišný pohled na naměřené hodnoty; ale také nerespektování odborné terminologie. Pro potřeby této práce vycházím tedy z pojmenování, jakých použil Véle (1997).

ABDUKCE

Dle Véleho (1997) probíhá ve čtyřech fázích:

I. 0°- 45°; II. 45°- 90°; III. 90°- 150°; IV. 150°- 180°.

Dle Kapanjiho (1987 in Krahulcová, 2005) ve třech:

I. 0°- 90°; II. 90°- 150°; III. 150°-180°.

V první fázi se zapojuje více *m.supraspinatus* a *m.deltoideus* pomáhá udržet hlavici v jamce (Véle, 1997). Basmajian (1974) dále odkazuje na Inmanovo (r.?) zjištění, že jak *m.supraspinatus*, tak *m.deltoideus* vykazují během abdukce narůstající aktivitu, a proto *m.supraspinatus* není pouhým iniciátorem pohybu. Dále také uvádí experiment provedený Van Linge a Mulderem (1963 in Basmajian, 1974), kdy *m.supraspinatus* paralyzovali a došli k závěru, že se pouze snížila celková síla abdukce, a tudíž se domnívají, že *m.supraspinatus* hraje kvantitativní a ne specializovanou roli.

M.deltoideus převládne až ve druhé fázi (Véle, 1997) a své nejvyšší aktivity dosahuje dle Basmajiana (1974) mezi 90 – 180°.

Během pohybu nad 90° dochází k omezení pohybu hlavice humeru v jamce nárazem na kloubní a ligamentózní struktury (Dylevský, 2000).

V této třetí fázi dle Véleho (1997), resp.druhé fázi dle Kapanjiho (1987 in Krahulcová 2005) nastává tedy „souhra“ pohybu paže a lopatky, nazývaná též *skapulohumerální rytmus*. Svou úlohu v této fázi hrají zejména *m.trapezius* a *m.serratus anterior*. Skapulohumerální rytmus je vlastně poměrem změny rozsahu pohybu paže a lopatky během abdukce. Nejčastěji je udáván jako 2:1, tedy že na každé 2° abukce je nutný 1°rotace lopatky zevně. Lippert (2001) však udává, že k tomuto jevu dochází již od 30° abdukce. Rockwood a Matsen (1990) poměr 2:1 nejprve přisuzují pohybu nad 90°, ale zároveň zmiňují i variabilní možnost nástupu skapulohumerálního rytmu od 30° v závislosti na individuu, pohlaví apod. Poppen and Walker (in Rockwood a Matsen, 1990) dokonce uvádějí poměr 4:1 během prvních 25°!

Pro posledních 30° abdukce je nutné zapojit i svaly trupu. Poměr abdukce a zevní rotace lopatky je pak 5:4.

Při zatížení paže nastává souhra glenohumerálního a skapulothorakálního kloubu dříve, než u paže volně abdukované (Rockwood a Matsen, 1990).

ADDUKCE

Addukci provádějí dle Basmajiana (1974) zejména *m.pectoralis major* a *m.latissimus dorsi*. Zadní část *m.deltoideus* zabraňuje vnitřní rotaci humeru, ke které by zřejmě aktivitou zmíněných dvou svalů došlo.

Dalšími svaly podílejícími se na addukci jsou *m.teres major*, *m.biceps brachii – caput breve*, *m.coracobrachialis* a *m.triceps brachii – caput longum*.

FLEXE

Basmajian (1974) s odkazem na poznatky Shevlin et al. a Okamoto et al. (1969 a 1967) uvádí, že hlavními flexory ramenního kloubu jsou klavikulární část *m.pectoralis major* a anteriorní vlákna *m.deltoideus*. Dále se připojuje aktivita obou hlav *m.biceps brachii*, přičemž dlouhá hlava se aktivuje silněji.

Véle (1997) dělí flexi opět do čtyř fází.

Prvá fáze flexe (do 60°), kterou provádějí přední část *m.deltoideus*, *m.coracobrachialis* a klavikulární část *m.pectoralis*, je bržděna *m.teres major* a *minor* a *m.infraspinatus*.

V dalších fázích se postupně přidávají *m.trapezius*

a *m.serratus anterior* (90°-120°). Tento pohyb je bržděn tahem *m.latissimus dorsi* a *m.pectoralis major pars costosternalis*.

V konečné fázi již dochází ke zvýšení bederní lordózy a k úklonu (Véle, 1997).

EXTENZE

Rozsah pohybu je uváděn kolem 45°-50°. Hlavními extenzory paže jsou *m.latissimus dorsi*, *m.teres major*, zadní část *m.deltoideus* a *m.triceps brachii – caput longum*.

ZEVNÍ ROTACE

Zevní rotace humeru je velmi důležitá součást elevace paže, neboť „odstraňuje“ tuberculum majus humeri více laterálně a to pak nebrání v pohybu kontaktem s lig. coracoacromiale a akromionem.

Rozsah pohybu je dle Véleho (1997) 40°- 45° . Měříme-li však rozsah s flexí loketního kloubu v 90° a abdukovanou paží v 90°, dostaneme se až na hodnotu 90° zevní rotace. Hlavními zevními rotátory jsou při tom *m.infraspinatus* a *m.teres minor*. Dále se zapojují i zadní vlákna *m.deltoideus*.

Při usilovné zevní rotaci dochází k souhybu lopatky vlivem zapojení *mm.rhomboidei* a *m.trapezius* (střední část).

Zevní rotace je také prvním pohybem, který bývá omezen při postižení ramene vlivem zkrácení vnitřních rotátorů – ve smyslu kloubního vzorce dle Cyriaxe.

VNITŘNÍ ROTACE

Hlavními vnitřními rotátory jsou *m.pectoralis major*, *m.subscapularis*, *m.latissimus dorsi*, *m.teres major* a *m.deltoideus pars akromialis*.

Rozsah pohybu je při flektovaném loketním kloubu v 90° a abdukové paži do 90° asi 70° a souhyb lopatky zajišťují *m.serratus anterior* a *m.pectoralis minor*.

Dále se popisují pohyby abdukové paže do 90° v horizontální rovině:

HORIZONTÁLNÍ FLEXE (resp. Addukce)

HORIZONTÁLNÍ EXTENZE (resp. Abdukce)

2.3.1.2 Kineziologie vybraných svalů

Základní hody ve hře ultimate frisbee představují koordinačně velmi náročné úkony, vyžadující maximální spolupráci svalů horní končetiny. Pro zajištění optimálního pohybu celé horní končetiny hraje klíčovou úlohu pohyb a zároveň stabilita lopatky, na čemž se výrazně podílejí zejména *m.serratus anterior* a *m.trapezius*. Další sval, jehož funkci jsme analyzovali, je *m.pectoralis major* uplatňující se taktéž v technice házení.

M.serratus anterior je sval spojující 1.-9. žebro s lopatkou. Při svém úponu na anterolaterální straně hrudníku má charakteristický tvar „zubů“ (sval pilovitý). Zatímco Rasch a Burke (1971) rozděluje strukturu tohoto svalu na dvě části (horní a dolní), autoři Véle (1997) a Rockwood (1990) odlišují části tři. První část začíná na 1.a 2. žebře, jde po dorsální straně hrudníku a upíná se na *angulus superior scapulae*. Druhá část má začátky na 2., 3. a 4. žebře a upíná se na *margo medialis scapulae*. Třetí část zahrnuje kaudálních 5 snopců, začínajících na 5.-9.žebře, střídajících se se začátky *m.obliquus externus abdominis*. Tato část se upíná na *angulus inferior scapulae*.

Díky své členité struktuře pracuje vlastně jako skupina svalů, a má proto i několik funkcí. Horní část se podílí na elevaci, rotaci a spolu s m.levator scapulae a horní částí m.trapezius na pasivní podpoře lopatky.

Střední část pracuje jako antagonista transverzálních snopců m.trapezius a dolní část rotuje dolní úhel lopatky zevně, čímž umožňuje vzpažení nad horizontálu.

Důležitou funkcí celého svalu je pak fixace lopatky k hrudníku. Při poškození svalu (úrazem, parézou, oslabením apod.) vzniká „scapula alata“, vážne vzpažení nad horizontálu a dolní úhel lopatky je přetahován mediálně.

K aktivaci m.serratus anterior dochází, kdykoliv se o něco opřeme rukama před sebou, či podáváme-li si jakýkoliv předmět a v ramenním kloubu dojde k flexi nejméně 20° (někdy uváděno nejméně 45°) (Rasch a Burke, 1971).

M.trapezius je plochý sval rozpínající se po celé délce hrudní a krční páteře až k temeni hlavy, spojující osový orgán s pletencem ramenním.

Jedná se tedy o morfologickou jednotku obsahující funkční celky, jejichž funkce jsou dány průběhem a úpony jednotlivých snopců (Véle, 1997).

Nejčastěji se sval dělí dle svého působení na tři části – horní, střední a dolní. Ovšem ve zvláštních případech můžeme za jednu funkční jednotku považovat každou část svalu upínající se na jednotlivé obratle (Véle, 1997).

Horní část elevuje ramenní pletenec s lopatkou, extenduje hlavu proti šíji a rotuje hlavu k opačné straně. Zároveň společně s m.levator scapulae a horními vlákny m.serratus anterior pasivně podpírá pletenec ramenní. Střední část je antagonistou střední části m.serratus anterior a provádí pohyb celého pletence vzad. Dolní část se uplatňuje při depresi lopatky a pletence. Společně s m.serratus anterior se tato část podílí na flexi v ramenním kloubu (Basmajian, 1974).

Kontrakce celého svalu zabezpečuje fixaci lopatky k hrudníku a zpevnění pletence při nošení těžkých břemen (Véle, 1997).

M.serratus anterior a dolní porce m.trapezius se do postury zapojují až od 4.týdne života (Kolář, 2001). Lopatka se posouvá kaudálně. Vlivem abduktorů a zevních rotátorů dochází v dalším vývoji k současné zevní rotaci dolního úhlu lopatky, nezbytné pro elevaci paže.

Toto držení (kaudální posun lopatky, fixace lopatky k hrudníku a zároveň zevně-rotační postavení jejího dolního úhlu) je dle Koláře (2001) pro člověka typickým.

M.serratus anterior spolu s dolní a střední částí m.trapezius patří do skupiny převážně fázických svalů, které mají tendenci k útlumovým projevům a hypotonii. Dle Rasche a Burkeho (1971) má vliv na snížení aktivace m.serratus m.j. nošení břemen na rameni. V tomto případě přebírají funkci m.levator scapulae a střední porce m.trapezius, což může vést k přetížení a bolestivým spazmům.

M.pectoralis major je plochý sval na přední části hrudníku, spojující klíček, sternum a přilehlé chrupavčité části 2.-7. žebra, dolní část hrudníku od pochvy přímého břišního svalu s humerem. Véle (1997) v jeho struktuře rozlišuje tři části – pars clavicularis, pars sternalis a pars abdominalis.

Funkcí pars clavicularis je ventrální i horizontální flexe, účastní se addukce a vnitřní rotace humeru. Své maximální aktivity dosahuje kolem 115° ventrální flexe (Basmajian, 1974).

Pars sternalis a abdominalis provádějí extenzi, addukci a horizontální flexi a podílejí se také na vnitřní rotaci.

Dle Basmajiana (1974) Inman et al. (r.?) tvrdili, že pro zapojení m.pectoralis major do vnitřní rotace je zapotřebí pohybu proti odporu, což vyvrátil Sousa et al.(1969 in Basmajian, 1974) poukázáním na fakt, že klavikulární část svalu je při vnitřní rotaci aktivována téměř vždy - jak v pohybu proti odporu, tak bez odporu. Shodují se však v tom, že sternokostální část zůstává relaxována dokud nedojde k současné addukci paže.

Ačkoliv Inman, Saunders a Abbott (1944 in Basmajian, 1974) při jedné z prvních EMG studií m.pectoralis major zjistili, že se žádná část tohoto svalu nezapojuje do abdukce, Rasch a Burke (1971) jej řadí mezi synergisty abdukce a to zejména během elevace paže nad horizontálu.

Během vývoje zastává velmi důležitou roli antigravitačního svalu změnou punctum fixum nejprve na mediálním epikondylu humeru (Vojta, 1995) cca. ve 3.měsíci vývoje (Kolář, 2005).

2.3.2 Střední oblast horní končetiny – loket

Loketní kloub je složitým kloubem plnícím velmi důležitou úlohu v běžných denních činnostech. Umožňuje nejen flexi a extenzi, ale také rotační pohyby (supinaci a pronaci), které jsou nutné pro dokonalou manipulaci ruky (Véle, 1997).

FLEXE

Rozsah pohybu se různí. Véle (1997) uvádí 150°, Dylevský (2000) cca.125°-145°.

Flexory lokte jsou m.biceps brachii, m.brachialis a m.brachioradialis.

Nejvyšší efektivitu dosahují flexory kolem 90° flexe, ale ne současně.

M. biceps brachii cca.v 80°-90° a m.brachioradialis v 100°-110° (Véle, 1997).

EXTENZE

Extenzorem lokte je tříhlavý sval pažní – m.triceps brachii.

Jeho efektivita v plné extenzi je dle Véleho (1997) malá. Maxima dosahuje kolem 20°-30° semiflexe.

V rámci normy je ještě uznávaná hyperextenze lokte do 10° zejména u žen, další zvýšení rozsahu se hodnotí jako hypermobilita.

PRONACE A SUPINACE

Rozsah celkového pohybu do obou směrů je dle Véleho (1997) cca.180°, dle Dylevského (2000) cca.150°.

Při flektovaném lokti dosáhne pronace ze středního postavení rozsahu 85° a supinace 90° (Véle, 1997).

2.3.3 Akrální oblast horní končetiny – zápěstí a ruka

Akrální oblast je vykonavatelem jemné motoriky, a jak Véle (1997) uvádí, zprostředkovává kontakt se zevním prostředím a tělem, kdykoliv se snažíme něco uchopit, nebo (jak je pro tuto práci příhodné) odhodit.

Velkou roli zde hraje svalová koordinace.

Vyjmenovat a podrobně se zabývat funkcemi zápěstí a ruky by překračovalo rámec této práce, a proto se zaměřím pouze na pohyb sledovaný v experimentu, tedy extenzi, popřípadě extenzi s radiální dukcí.

2.3.3.1 Kineziologie m.extenzor carpi radialis longus et brevis

M.extenzor carpi radialis longus začíná v distální třetině humeru nad radiálním epikondylem a upíná se na dorsální část baze 2.metakarpu.

M.extenzor carpi radialis brevis začíná na radiálním epikondylu humeru a upíná se na dorsální plochu baze 3.metakarpu.

Rozsah radiální dukce podle de Brunnera je cca.25°-30° (in Véle, 1997).

Extenze zápěstí je funkčně spojena s flexí prstů a dosahuje tak 80°-90°.

Během EMG studií obou radiálních extenzorů, došli Tournay a Paillard (1953 in Basmajian, 1974) k závěru, že při čisté extenzi zápěstí se daleko více aktivuje kratší z nich – m.extenzor carpi radialis brevis, zatímco m.extenzor carpi radialis longus je téměř relaxován. Tento fakt se však naprosto obrátí při uchopování, či zatěžení v pěst. Samozřejmě společnou aktivitu vykazují oba svaly během abdukce (resp. radiální dukce).

Zajímavé je zjištění McFarlandovo et al. (1962 in Basmajian, 1974), že během forsírované flexe zápěstí dochází ke ko-kontrakci m.extensor carpi ulnaris ve smyslu stabilizace kloubu, ale ani jeden z mm.extensores radialis se na této stabilizaci svou aktivitou nepodílí.

2.4 Ultimate Frisbee a pohyb

Pohyb v ultimate se dá jen těžko v krátkosti charakterizovat. Integruje v sobě schopnosti rychlostní, vytrvalostní a rychlostně-vytrvalostní spolu se schopnostmi orientace v prostoru, obratností a koordinací. Poslední z jmenovaných je předpokladem m.j. k osvojení si stěžejní dovednosti ve hře používané – k házení disku.

Orientace v prostoru neznamena jen výhodu během strategických úkonů (např. nabíhání v útoku, clonění v obraně), zajišťuje také určitou míru bezpečnosti hráčů na hřišti (disk se často chytá vysoko nad hlavou, tudíž bez optické kontroly svého okolí či povrchu pod sebou).

Obratnostní schopnost se zase nejlépe osvědčí v krajních řešení chytání disku (často i v obraně) – u takzvané „rybičky“. Jedná se o chytání (resp.sražení v obranné pozici) disku ve skoku, kdy se hráčovo tělo ocitá ve vodorovné pozici cca. metr nad zemí.

Náročnost koordinace pohybu v ultimate je tedy zejména kvůli své dynamice opravdu vysoká.

Disk musí mít během letu, pro svou nízkou váhu (175g), velmi dobrou rotaci, jinak by byl zanášen větrem a hráči by jej tudíž nebyli schopni jednoduše chytit. Směr letu i rotaci udává házející. Začínající hráči obvykle používají nadměrnou sílu vycházející z oblasti celé paže, chtějí-li disk odhodit. Teprve po nějaké době, která trvá individuálně dlouho, se aktivita omezuje na nejnutnější počet svalových skupin a pohyb se pomalu stává koordinovaným (resp.ekonomickým). Vytváří se individuální vzor (styl - ve sportovní terminologii). Intermuskulární koordinace je také vysoce individuální záležitostí, a proto necháme-li dva hráče provést stejný typ hodů, nemusí být tento ještě proveden identickým vzorem.

Nelze dost dobře a hlavně objektivně zhodnotit, který vzor je pro hráče optimální. Preference je pouze na něm a jeho řídicích procesech.

Otázku ideálního vzoru pro hod na kratší či dlouhou vzdálenost tedy ponechávám otevřenou, jako východisko dalších studií.

2.4.1 Zatížení v ultimate frisbee

Charakter zatížení v ultimate frisbee je převážně intermitentní, což odpovídá většině kolektivních sportovních her (Veselý, 2004).

Dle Choutky a Dovalila (1991) představují kolektivní sportovní hry střední až maximální intenzitu zátěže z hlediska srdečně oběhového. Z hlediska energetického krytí se jedná o aktivity hrazené z aerobní, až z maxima anaerobní zóny. Pro určení míry zatížení ve sportovních hrách je důležité znát strukturu činností jednotlivce během zatížení (Veselý, 2004).

2.4.2 Útok

Hráč držící disk se nazývá *thrower* (z ang. „throw“ – házet).

Ostatní hráči útočícího týmu jsou *receivers* („receive“- přijmout).

Úspěšný útočník se m.j. dokáže uvolnit od svého obránce, a to na malém prostoru, i v běhu na delší vzdálenost (20 – 50m) (Veselý, 2004). Používá k tomu klamavých pohybů, klamavých náběhů, non-verbální komunikace s ostatními spoluhráči apod.

Thrower se nesmí nechat zaskočit obráncem a podlehnout jeho tlaku vynucenými přihrávkami, musí sledovat celou plochu hřiště, využívat klamavých pohybů a tzv.pivotů (viz.dále) (Filandr, 2002).

Receivers musí mít velmi dobrý přehled o pohybu na hřišti. Musí správně rozpoznat, kam je možné naběhnout; svůj náběh správně časovat a snažit se uvolňovat prostor pro dalšího nabíhajícího.

2.4.3 Obrana

Obránce hráče s diskem se v ultimate nazývá *marker* (český ekvivalent není používán). Ostatním obráncům se říká *defenders* (obránci).

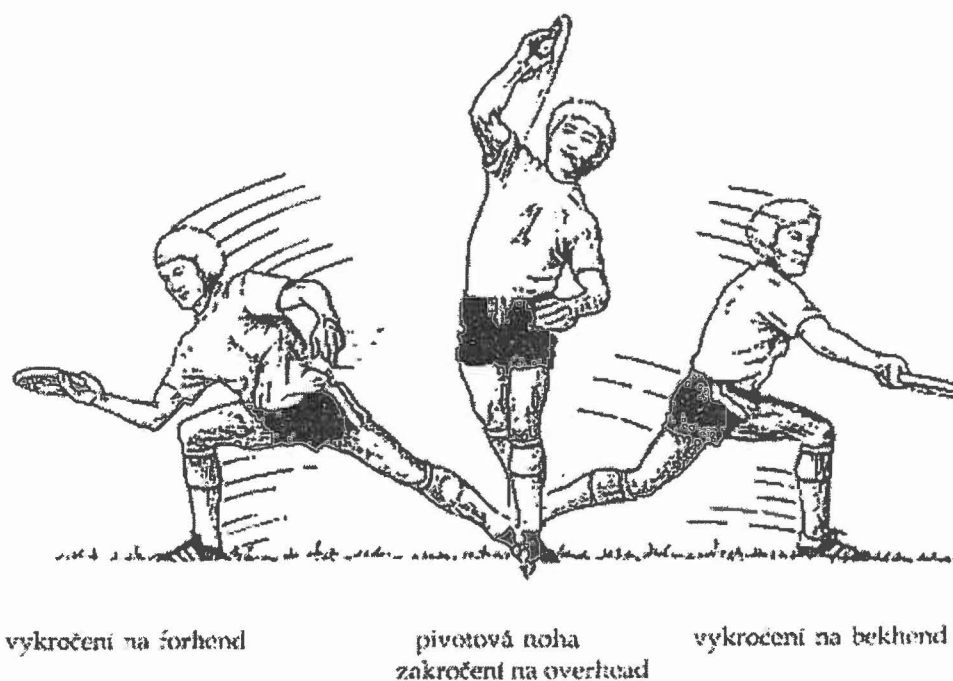
Úspěšný obránce dokáže neustále sledovat, kopírovat a anticipovat činnost útočníka, dokáže útočníka „pokrýt“ tak, že se neuvolní ve správný čas, anebo srazí přihrávku ještě dříve, než ji útočník chytí. To platí zejména při - nejčastěji využívané - osobní obraně.

Při zónových a smíšených obranách se k tomu přičítají další, kognitivní a interakční, dovednosti (Veselý, 2004).

2.4.4 Pivot (z angl. „pivot“ – otáčet se okolo něčeho)

V ultimate se hráči s diskem nesmějí pohybovat. Je jim dovoleno pouze otáčet se okolo stojné nohy (pivotování), která bývá kontralaterální k ruce házející disk. Podstatou pivotování je dle Filandra (2002) snaha o oklamání obránce (markera) a dostat se do pozice, ze které půjde nejsnáze přihrát spoluhráči. Pro maximální využití svého prostoru a odpoutání se od markera se doporučuje co největší pivot.

Obr.2. Pivot okolo levé dolní končetiny s nárokem na forehand, overhead a backhand
(převzato z Filandr, 2002)



2.4.5 Házení

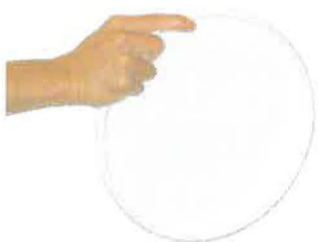
Jak již bylo uvedeno v samotném úvodu práce, technika házení je založena na prudkém švihu zápěstí, který uděluje disku dopřednou rychlost a rotaci, jež je velmi důležitá pro klidný a dlouhý let. Některé pokyny pro začátečníky dokonce doporučují naučit se tento brzký pohyb zápěstí a roztáčet disk dříve, než se snažit disk odhodit.

2.4.5.1 Backhand

Při tomto hodu je disk držen palcem z horní plochy, přičemž ostatní prsty zespodu přitlačují hranu disku do dlaně.

Toto může být provedeno trojím způsobem:

1. Single-Finger (ukazovák je volně přiložen na vnější hraně disku)



- umožňuje velkou kontrolu nad diskem stejně jako poslední způsob, ale neumožňuje tak velký silový vklad
- vhodný zejm. pro odhození ve vyšších polohách

2. Split-Fingers (prsty od sebe)



- umožňuje současně kontrolovat disk a využít síly

3. Power Grip (pevný úchop, skrčené prsty těsně vedle sebe uchopují okraj disku)



- dovoluje použít maximální síly
- vhodný pro hody na velmi dlouhou vzdálenost

Pozn. další popis průběhu hodu bude vysvětlen na příkladu házejícího praváka.

Backhand se začíná překročením pravé nohy přes levou (tzv.pivotovou).

Ke směru letu je tak natočen bok házejícího a jeho obličej, neboť očima sleduje místo, do kterého chce disk hodit. Váha těla spočívá více na pravé DK (viz.obr.2).

Pravá horní končetina je v horizontální addukci. Loket v semiflexi, zápěstí maximálně flektované.

Samotný hod začíná v ramenním kloubu – horizontální abdukci, ale po dosažení max.15-20° odklonu od frontální roviny se pohyb zastavuje, dokončuje se extenze lokte a navazuje zmíněný švih zápěstí do extenze a vypuštění disku rozevřením prstů.

Změny výšky hodu lze dosáhnout elevací (resp.depresí) paže nebo snížením (resp.zvýšením) flexe v kolenním kloubu pravé DK.

2.4.5.2 Forehand

Forehand je způsob házení, kdy je disk držen nejčastěji pouze třemi prsty.

Palec je na horní ploše. Na spodní ploše je ukazovák směřující k centru disku a flektovaný prostředník opírající se o jeho vnitřní hranu. Zbylé prsty jsou volně mimo disk.

Varianty držení jsou nejznámější dvě:

1. Split-Fingers (odpovídá výše popsanému)



2. Power Grip (ukazovák a prostředník těsně u sebe, pevně opřeny o vnitřní hranu disku)



Hod začíná ukročením pravé DK do strany (viz.obr.2).

Horní končetina je v horizontální abdukci (až za frontální rovinou), loket v semiflexi, zápěstí v dorsální flexi.

Samotný hod je opět zahájen v ramenním kloubu – horizontální addukcí, ale pohyb se zastavuje cca.na úrovni frontální roviny, prudce se extenduje loket, předloktí se supinuje a v zápěstí dojde k flexi s ulnární dukcí. Rozevřením prstů se disk uvolní k letu.

2.4.5.3 Overhead

Overhead je v podstatě forehand, který je však odhazován nad hlavou.

Disk je vypuštěn svým „dnem“ vzhůru.

Držení disku je tedy stejné jako u forehandu, mění se pouze výchozí postoj.



V první fázi dochází k současné elevaci pravé paže s diskem a zakročení pravé dolní končetiny (viz.obr.2.). HK je tedy v elevaci a extenzi, trup je extendován.

Pohyb je zahájen v ramenním kloubu, nad hlavou je však prudce zastaven a dopřednou rychlost a rotaci uděluje disku opět pouze zápěstí flexí s ulnární dukcí.

Pozn. všechny fotografie dokládající typy úchopu disku při jednotlivých hodech byly převzaty z www.ultimatehandbook.com.

2.4.6 Chytání

Chycení disku je podmínkou k úspěšnému útoku, proto by se dalo s nadsázkou říci, že chytit disk ve hře, je nutné jakkoliv a čímkoliv. Pokud je disk sražen na zem nebo chycen obranou, dochází k jeho ztrátě a původně útočící tým se stává týmem obranným.

Základním a také nejjistějším „chytím“ disku je chytání oběma rukama, kdy jedna disk svírá zespoda a druhá shora. Prolétnutí disku mezi rukama zabraňuje samotné tělo hráče. Optimální pozice paží pro tento typ chytání je flexe v ramenních kloubech kolem horizontály (cca. 75-90°). Proto je nutné se přikrčit pro disk letící nízko a nebo naopak vyskočit, letí-li disk vysoko.

Ne vždy se však povede ve hře chytat disk přesně před trupem, proto je nutné využít chytání do jedné ruky. Pokud letí disk pod úrovní prsou útočníka, chytá se se supinovaným předloktím, pokud letí nad touto rovinou, předloktí je pronované. Dále se také musí brát v potaz směr rotace disku, aby nedošlo k jeho odrazu od chytající ruky (Filandr, 2002).

2.4.7 Pohybové zajímavosti v ultimate

- „rybička“ – obranný či útočný skok s cílem chytit či srazit disk
 - tělo musí být maximálně zpevněné a trup napřímen, zejména při dopadu na zem, pro zmírnění nárazu
 - HKK jsou vytaženy do elevace (s cílem zachytit disk)
- přihrávka z výskoku – protože disk nesmí dopadnout do zámezí, využívá se výskoku z prostoru uvnitř hřiště, během něhož stačí útočník ještě disk odhodit zpět do hřiště, aniž by došlo ke kontaktu jeho chodidel se zámezím

2.4.8 Nejčastější zranění

Mezi nejčastější zranění v ultimate patří odřeniny, podvrtnutí či zhmoždění měkkých tkání. Díky vysoké úrovni fair play a bezkontaktnímu charakteru hry jsou závažné úrazy eliminovány na nejmenší možnou mez.

Většina zranění vychází z kvality hřiště a soutěživosti hráče. Například na turnajích je statisticky prokázán o jednu třetinu vyšší výskyt zranění, oproti tréninkům. S narůstající únavou samozřejmě úrazů přibývá, a některé turnaje (ME, MS apod.) mají i více než sedmidenní trvání.

2.5 Ultimate Frisbee a fyzioterapie

Jako u většiny výkonnostních sportů (ne profesionálních), je zátěž pohybového aparátu nepřiměřená vzhledem k možnostem regenerace hráčů. Toto platí zejména v období přípravy na významný turnaj. Některé týmy trénují 4-5x týdně, což odpovídá frekvenci tréninku týmu vrcholového, bohužel na rozdíl od něj nemá k dispozici svého fyzioterapeuta, maséra, sportovního lékaře apod.

Kompenzace většinou probíhá formou skupinového strečinku před a po zápase (tréninku), kterému je však věnováno pár minut času.

Fyzioterapie pak může pomoci všem těm, v jejichž silách není nalézt správnou cestu regenerace organismu a prevence přetížení.

2.5.1 Jednostranné přetížení

Z popsaných elementárních pohybů používaných ve hře ultimate je jasné, že k jednostranné zátěži dochází (např. pivotování kolem jedné dolní končetiny). Naopak házení je možné jak pravou, tak levou horní končetinou.

Velkou zátěž musejí snášet zejména m.triceps surae a m.quadriceps femoris, neboť hráč se většinou ocitá ve stoji na špičkách (ať již ve sprintu, v obranné pozici, či v přípravě na rychlý start). Častá semiflexe kolenních a kyčelních kloubů, včetně sprintů, mohou m.j. vést ke zkracování hamstringů. M.quadriceps femoris pravé nohy (je-li pivotová levá) je více zatížen, neboť většina váhy těla spadá při pivotování právě na ní.

Další velmi „používanou“ skupinou je laterální část svalů trupu (nejčastěji vpravo, podle HK, která háže disk) – zejména m.quadratus lumborum a mm.obliqui abdominis, a to hlavně u hráčů nadměrně využívajících úklonu trupu během házení.

Při tréninku dlouhých hodů a tzv.overheadů dochází velmi rychle k přetížení celé horní končetiny – zejména m.deltoideus, m.pectoralis, m.trapezius, m.triceps a biceps brachii, extenzory a flexory zápěstí.

Ke statickému přetížení svalů ruky (jako je tomu např. v tenise držením rakety) naopak většinou nedochází, neboť držení disku je maximálně desetivteřinové.

Přetížení je však vysoce individuální v závislosti na preferenci pohybového vzoru, jak jsem o tom psala v předchozí kapitole. Proto i kompenzace, popř. fyzioterapeutická

péče, musí být „šita na míru“ konkrétnímu hráči, musí brát v potaz jeho osobnost, psychické ladění a celkovou reaktivitu.

2.5.2 Ultimate v terapii

Využití tohoto sportu v terapii se samozřejmě nedá doporučit většině z klientů rehabilitačních ordinací. Skrývá však mnohé aspekty zdravého způsobu života. Vhodný bude zejména všude tam, kde je nutná prevence či kompenzace hypoaktivity:

- sedavé zaměstnání, jakákoliv statická zátěž
- studenti a mladiství
- lidé trpící nadváhou

Nácvik hodu disku, by se zřejmě dal využít, jako jedna z možností zlepšování jemné motoriky a zvyšování koordinace horních končetin.

Jako týmový sport je ultimate, dle mého názoru, vhodné i pro ty, kteří mají v běžném životě problém začlenit se do kolektivu. Jsou týmem podporováni.

Toto tvrzení však představuje můj osobní názor a přesné zhodnocení otázky vlivu kolektivních sportů na psychiku osobnosti bych raději přenechala erudovaným pracovníkům z oblasti psychologie.

Pokud bychom opravdu chtěli využít ultimate v terapii, vynechala bych výkonnostní složku, kvůli které by mohlo docházet k úrazům z nekontrolovaných pohybů, způsobených přemírou motivace.

Kontraindikací k zařazení ultimate do terapeutického plánu může být cokoli, co zakazuje zvýšenou pohybovou činnost a negativní postoj klienta ke hře samotné. Z hlediska srdečně cévního oběhu je nutné mít na paměti charakter zatížení, tedy, že se jedná o rychlostní (resp. rychlostně-vytrvalostní) sport, který většinou není žádoucí v prevenci hypertenze a jejích komplikací.

2.6 Elektromyografie

Elektromyografie (EMG) je metoda, která umožňuje zaznamenávat změnu elektrického potenciálu svalu, která vzniká během svalové aktivace.

Umožňuje tak vyšetřit stav především periferního nervového systému a kosterního svalstva (Dufek, 1995).

De Luca (1997) na jednu stranu poukazuje na velkou šíři možností využití EMG, ale zároveň varuje před její značnou limitací, která musí být uvážena, a se kterou se musí během vyšetřování počítat, event. ji odstranit.

Grafické znázornění záznamu elektrické aktivity kosterních svalů se nazývá elektromyogram.

Podle okamžitého stavu snímaného stavu dělíme EMG metody do tří skupin:

1. nativní EMG – snímání EMG při úplné relaxaci svalu
2. EMG při funkčním zatížení svalu – záznam spontánní motorické aktivity
3. stimulační EMG – používá elektrické dráždění svalu (Svatoš, 1998).

Podle způsobu snímání změn elektrické aktivity rozeznáváme tři typy EMG:

1. jehlová elektromyografie (intramuskulární)
2. povrchová elektromyografie
3. elektromyografie používající multielektrody

2.6.1 Fyziologická podstata elektromyografického signálu

Zdrojem potenciálu je ionty nesený náboj. Zejména se uplatňují ionty K^+ , Na^+ , Cl^- a fixní anionty proteinů. Rozdíl koncentrací iontů uvnitř a vně membrány utváří:

a, klidový membránový potenciál – vnitřní povrch membrány nese

záporný náboj a vnější nese kladný.

b, akční potenciál – při jeho vzniku dochází k depolarizaci membrány,

kdy se její vnější povrch stává elektronegativním.

Propustnost membrány, resp. iontových kanálů pro jednotlivé ionty je velmi významně ovlivněna intracelulární koncentrací Ca^{2+} iontů (Trojan, 1999).

Podstata volní kontrakce svalu vzniká v motorické části kortexu. Vzniká tu akční potenciál (AP), který se pyramidovou drahou šíří do předních rohů míšních až k motoneuronům, jejichž všemi větvemi se dostává k jednotlivým svalovým vláknům a šíří se dále po jejich membránách. Každému motoneuronu přísluší určitý počet svalových vláken a tvoří tak dohromady funkční celek – motorickou jednotku. Počet vláken v jednotce se velmi liší a záleží na jemnosti pohybu svalu. Nejmenší jednotky jsou zřejmě v okohybných svaích (kolem deseti), největší v zádových svaích (až dva tisíce) (Rodová, 2001).

Elektrická aktivita svalu využívá pro posuzování jeho mechanické aktivity možnost relativního sdružení získaných elektrických signálů s veličinami, popisujícími mechanický efekt kontrakce. Přiřazení elektrické aktivity (EA) svalu k hodnotám mechanickým je však znesnadněno řadou vlivů a jejich přehlednutí může vést při interpretaci výsledků ke zkreslenému a zjednodušenému názoru na skutečné poměry.

2.6.2 Povrchová elektromyografie (PEMG)

PEMG poskytuje snadný přístup k fyziologickým procesům, které jsou základem pro vznik pohybu a produkci síly. Jedná se o neinvazivní metodu, která nezraňuje ani kůži, ani sval a dají se použít v nejrůznějších pohybových podmínkách. Na druhou stranu tato metoda vyžaduje důsledné respektování technických požadavků v oblasti detekce a zpracování získaného signálu (Rodová, 2001).

Pomocí povrchové elektromyografie lze detekovat akční potenciály z povrchu těla, které vznikají během svalové kontrakce sumací akčních potenciálů většího množství motorických jednotek umístěných v blízkosti plošné elektrody (Karas, Otáhal, 1990).

Nejčastějším uspořádáním elektrod používaným pro analýzu pohybu je uspořádání bipolární. Signál je tu detekován dvěma aktivními elektrodami a jednou elektrodou zemnicí. Při zpracovávání záznamu se pracuje s rozdílem potenciálů, které jsou snímány z aktivních elektrod. Tento rozdíl je následně zesílen zesilovačem, jehož součástí jsou filtry umožňující frekvenční filtraci, vymezující horní a dolní frekvenční pásmo signálu. Díky tomu jsou z dalšího zpracování vyloučeny výkyvy potenciálů, které mají arteficiální původ.

Výsledný EMG záznam nevzniká prostou sumací jednotlivých elementárních napětí, ale platí pro něj zákony interference těchto výbojů.

Tyto interferenční pochody probíhají v prostorovém vodiči (sval, kůže, elektroda), tudíž vznikají různé odstupy zdrojů napětí od elektrod a proto nelze nikterak diferencovat jednotlivé akční potenciály příslušící k jednotlivým motorickým jednotkám svalu, jak by to spíše poskytovaly elektrody jehlové (Karas, Otáhal, Sušanka, 1990).

2.6.3 Vztah mezi elektrickou a mechanickou aktivitou svalu

Obecně lze říci, že amplituda EMG signálu roste v závislosti na síle nebo kontrakční rychlosti svalu. Tato závislost však poskytuje jen kvalitativní údaj o vztahu mezi proměnnými. Při vyšetřování amplitudy se mění funkce síly vzhledem k vnitřním anatomickým a fyziologickým faktorům. Velikost kontrakce, závisí na frekvenci stimulů, počtu a složení zapojených svalových vláken a na jejich počáteční délce. Platí, že čím více svalových vláken se do svalové kontrakce zapojí, tím silnější kontrakce proběhne.

Plynulý pohyb je výsledkem asynchronního zapojení jednotlivých motorických jednotek. Pokud se motorické jednotky aktivují synchronně, dochází k poruše pohybu, k dyskoordinaci.

Úskalí vztahu amplituda EMG – síla:

1) Většinou dochází k detekci mnohem menšího objemu svalu, než je objem skutečný a počet detekovaných motorických jednotek je menší, než jejich aktivní počet ve svalu. Závisí také na vzdálenosti zapojovaných motorických jednotek od elektrod, neboť jestliže např. nově zapojené motorické jednotky jsou umístěny daleko od elektrody, potom síla bude růst, ale amplituda signálu ne a naopak.

2) Když výstup svalové síly vzrůstá přes hladinu nově zapojených motorických jednotek, rychlost zapojování nabraných motorických jednotek bude vzrůstat, ale přínos síly od motorických jednotek nebude nasycen. Každá motorická jednotka bude pokračovat v poskytování energie EMG signálu, zatímco příspěvek síly se blíží konstantní hodnotě. Tento nelineární vztah způsobuje, že amplituda EMG signálu vzrůstá více než výstup (výkon) síly.

2.6.4 Faktory ovlivňující elektromyografický signál

EMG signál je na své cestě od motorické jednotky k elektrodám ovlivňován různými faktory, které mohou měnit jeho charakter i tvar výsledné křivky. Základní faktory ovlivňující EMG signál lze rozdělit na vnitřní a vnější.

Vnitřní faktory se týkají zejména kvalitativních atributů svalu a okolních tkání a jsou proto jen velmi omezeně ovlivnitelné. Patří mezi ně fyziologické, anatomické a biochemické vlastnosti tkání.

Vnější faktory jsou však naopak ovlivnitelné a jejich regulace (omezení, až zamezení jejich vlivu, či přesné nastavení) je nutná k co nejuspokojivější interpretaci výsledků. Patří mezi ně např. velikost, tvar a lokalizace elektrod, kvalita podkladu apod.

Odchytky, které se projevují v základní linii EMG záznamu, a které nejsou způsobeny elektrickou aktivitou svalu se nazývají artefakty. Artefakty záznam deformují a mohou vést k mylnému závěru (Tlapáková, 1981). Jsou nejčastěji způsobeny například špatnou fixací elektrod na kůži, nedostatečným uzemněním, záznamem jiných napěťových změn (radiové vlny, kardiostimulátor, srdeční akce apod.) atd.

Omezená velikost povrchu snímající elektrody limituje počet zavzatých aktivních motorických jednotek. Při nesprávné lokalizaci elektrod hrozí riziko snímání elektrického signálu motorických jednotek ze sousedních svalů. Vždy je proto nutné umisťovat elektrody na bříško svalu, daleko od jeho konců ve střední linii (Tlapáková, 1981).

Dalším z vnějších faktorů negativně ovlivňujících EMG signál je i typ kontrakce. De Lucca (1993) uvádí, že pro snímání signálu povrchovou elektromyografií je nejvhodnější izometrická kontrakce, neboť do jisté míry eliminuje pohyb tkání a elektrod, což opět vede ke vzniku zmíněných artefaktů.

2.6.5 Zpracování elektromyografického záznamu

Rodová a kol. (2001) jakožto nejběžnější typ zpracování elektromyografického signálu uvádí frekvenční filtraci a rektifikaci.

Frekvenční filtrací se rozumí diferenciální metoda, která vymezuje dolní a horní frekvenční pásmo signálu a z dalšího zpracování tak vylučuje výkyvy potenciálů, které mají arteficiální původ.

Rektifikace (usměrnění) je matematická úprava elektromyografického záznamu. Pro analýzu pohybu se uplatňují některé další kvantifikační parametry:

průměrná amplituda, vzdálenost maximálních vrcholů, plocha pod křivkou, průměrná frekvence, střední frekvence a efektivní hodnota signálu.

3. Cíle práce

Zaměření studie je orientováno na techniku hodu backhand ve hře ultimate frisbee, kde pomocí povrchové elektromyografie sledujeme souvislost aktivity extenzorů zápěstí s aktivitou svalů v oblasti lopatky u 10ti trénovaných hráčů.

1. Shrnutí poznatků v problematice ultimate frisbee - historie, základní pravidla, hlavní myšlenky
2. Elektromyografické vyšetření vybraných svalů během hodu backhand u aktivních a technicky trénovaných hráčů
3. Individuální zhodnocení výsledků analýzy a jejich porovnání v rámci zkoumané skupiny sportovců
4. Potvrzení či vyvrácení hypotéz práce (viz. Hypotézy)

4. Hypotézy

1. Na základě klinických poznatků o nutnosti stabilizace lopatky pro optimální práci volné horní končetiny se domnívám, že v konečné fázi hodů (backhand ve hře ultimate frisbee), kdy se briskně aktivují extenzory zápěstí, dochází k současné aktivaci dolních fixátorů lopatek, zejména m.serratus anterior a dolních snopců m.trapezius, ve smyslu dynamické stabilizace lopatky.
2. Vezmeme-li v úvahu fakt, že hráči procházejí od počátku stejným tréninkem; na počátku jim všem byla téměř stejně vysvětlena technika jednotlivých hodů a jsou pravidelnými a aktivními hráči, dá se předpokládat, že ve většině případů dojde k podobnému vzoru svalové aktivace.

5. Metodika experimentu

Experiment je pilotní studií pro možný podrobnější a rozsáhlejší výzkum v této oblasti. Elektromyografická analýza nebyla do této doby v ultimate frisbee provedena.

5.1 Charakteristika probandů

Experimentu se zúčastnilo 8 hráčů, mužů. Věkové rozpětí 25 – 33 let, 1 z probandů byl ve věku 50 let. Všichni byli vybráni záměrně, neboť se hře věnují nejméně 8 let, udávají průměrnou dobu tréninku 4-5 hodin týdně (nepočítáme-li dobu, kdy si hází s diskem rekreačně - např.s přáteli apod.) a jsou členy reprezentačního týmu. Před důležitými turnaji se čas přípravy zvedá na 6-8 hodin týdně, kam se však ještě řadí čas strávený atletickou přípravou (trénink krátkých a dlouhých tratí).

Konkrétní údaje o probandech, o délce a frekvenci jejich herních činností shrnuje tab.2. Další údaje, zejm. z oblasti osobní anamnézy, jsou shrnuty v kap.5.3.2. Probandi se studie zúčastnili dobrovolně a souhlasili s prezentováním výsledků v diplomové práci.

Tab.2. Základní charakteristika probandů

Proband číslo:	Věk (roky)	Výška (cm)	Váha (kg)	Doba hraní ultimate (roky)	Kolik hodin týdně? (průměr)
1.	50	170	63	14	8
2.	33	175	78	14	5
3.	33	178	75	14	4
4.	28	179	75	9	4
5.	27	176	73	8	4
6.	27	178	74	10	5
7.	27	173	69	9	4
8.	25	163	50	8	4

5.2 Podmínky měření

Snímání elektromyografické aktivity se podrobilo 8 probandů. K dispozici byla kineziologická laboratoř FTVS UK.

5.2.1 Technické zázemí

Ke snímání svalové aktivity jsme použili osmikanálový elektromyografický přístroj MyoSystem 1400 firmy Noraxon U.S.A., Inc. Přístroj nedisponuje tzv. notch filtrem pro odfiltrování frekvence elektrické sítě (50 Hz pro Evropu).

EMG signál je upraven filtry Butterworth osmého řádu s pásmovou propustností 10-500 Hz a dále vzorkován dvanáctibitovým analogově – číslicovým převodníkem na vzorkovací frekvenci 1 kHz.

Záznam svalové aktivity byl snímán pomocí 5 bipolárních elektrod, kde je signál detekován dvěma aktivními elektrodami a zemnicí elektrodou. Při zpracování záznamu software pracuje s rozdílem potenciálů přiváděných z aktivních elektrod, který je následně zesílen v zesilovači. Touto metodou jsou z dalšího zpracování vyloučeny výkyvy potenciálů současně snímaných na obou elektrodách, majících arteficiální původ.

Jako zobrazovací a registrační zařízení byl použit notebook vybavený softwarem MyoResearch firmy Noraxon. Data získaná snímáním aktivity svalů v určitém intervalu jsme dále exportovali pro jejich další zpracování do programu MS Excel.

Během měření byl použit disk firmy Discraft, U.S.A., Inc., standardně používaný v ultimate. Váha disku je 175g s průměrem 27cm.

5.2.2 Lokalizace elektrod

Samolepící elektrody o průměru 10 mm (vlastní snímací plocha o průměru 3,8 mm) byly umístěny na očištěnou kůži do míst nad svalovým bříškem vybraných svalů. Referenční elektrody byly nalepeny do určeného místa ve vzdálenosti dané velikostí aktivní elektrody, tj. tak, že se okraje aktivní a referenční elektrody dotýkaly. Tím byla zabezpečena konstantní vzdálenost obou elektrod. Pro snímání elektrické aktivity bylo použito 5 svodů.

Lokalizace elektrod pro jednotlivé svaly:

- *Extenzory zápěstí* – v proximální třetině předloktí z dorsolaterální strany nad jejich bříšky, obě elektrody v průběhu vláken
- *M. pectoralis major* – aktivní elektroda v polovině délky spojující střední část sternu a tuberculum majus humeri, referenční elektroda laterálněji ve směru vláken
- *M. trapezius pars descendens* – aktivní elektroda v polovině vzdálenosti mezi trnem C₇ a akromionem, referenční elektroda mediokraniálně ve směru vláken
- *M. trapezius pars ascendens* – aktivní elektroda na spojnici dolního úhlu lopatky a trnu Th₉, referenční elektroda mediokaudálně v průběhu svalových vláken
- *M. serratus anterior* – bod dotyku obou elektrod se nacházel cca. 2 cm laterálně od dolního úhlu lopatky

Zemní elektroda byla umístěna laterálně od pupku vlevo.

Výběr zmíněných svalů byl dán svou přístupností pro snímání aktivity pomocí povrchové elektromyografie (povrchové uložení svalů), kineziologickou znalostí pohybu (vlastní zkušenost) a klinickou praxí vyzdvihující význam stabilizace lopatky během práce volné horní končetiny.

5.2.3 Konstanty experimentu

1. Přesně definovaný typ hodu – backhand, s prostým pivotem, bez snižování těžiště, vodorovný hod, s dostatečnou rotací disku
2. Typ držení disku – „Single-Finger“ (viz.v kapitole házení)
3. Hod na stejnou vzdálenost – proti zdi vzdálené cca.3 m

5.3 Průběh experimentu

5.3.1 Snímání EMG aktivity

Vyšetřování probíhalo v laboratorních podmínkách na FTVS UK.

Probandi byli nejprve seznámeni s průběhem a konstantami experimentu.

Byla vymezena délka hodu (resp.vzdálenost značky, na kterou probandi postavili pivotovou DK, od stěny laboratoře).

Na očištěnou kůži jsme do přesně vymezených oblastí (viz.lokalizace elektrod) nalepili 5 bipolárních elektrod a jednu elektrodu zemnicí.

Každý z probandů provedl hod třikrát za sebou. EMG křivky všech tří hodů byly orientačně porovnány pro ověření ustálenosti individuálního vzoru hodu. Číselná vyjádření aktivity svalů byla exportována do MS Excel a dále zpracována (viz.zpracování záznamu).

5.3.2 Další vyšetření

Vyšetřované osoby byly podrobeny dotazníkovému šetření, zaměřenému zejména na otázky sportovní, pracovní a úrazové anamnézy (viz. přílohy práce).

Žádný z probandů si není vědom okolností, které by mu znemožňovaly či znesnadňovaly rozsah pohybu, či pohyb samotný.

Orientační kineziologický rozbor probandů taktéž neukazuje na žádná omezení či oslabení znemožňující participaci hráče v experimentu.

5.4 Zpracování

5.4.1 Zpracování záznamu

Z EMG záznamu jsme vybrali dvouvteřinový interval, jehož číselné vyjádření bylo exportováno do MS Excel. Dále jsme pracovali pouze s tímto programem.

Získali jsme jednotlivé hodnoty napětí (mikroV) v závislosti na čase (ms).

Vytvořili jsme spojnicové grafy těchto závislostí

(kde y = napětí [mikroV] a x = čas [ms]) jednotlivých svalů u každého probanda.

Pro další zpracování EMG záznamu byla nutná jeho rektifikace.

1. Protože se v práci zabýváme vztahem aktivity svalů na akru a kořenovém kloubu, vyšli jsme nejprve z naměřených hodnot extenzorů zápěstí a s nimi jsme dále hodnoty ostatních svalů porovnávali. Našli jsme tedy maximální amplitudu extenzorů zápěstí a vytvořili okolo ní 200 milisekundový interval (100ms před a 100ms po max.A). Velikost intervalu vychází ze získaných EMG křivek, které jasně ukazují na dobu, po kterou jsou extenzory zápěstí nejaktivnější (viz spojnicové grafy v přílohách práce).

Vypočítali jsme průměrnou amplitudu extenzorů zápěstí v tomto intervalu.

Viz. tab.6.1. – 6.8. v kap.6.

2. U kořenových svalů jsme zjišťovali jejich maximální amplitudu a následně amplitudu průměrnou v intervalu, jenž odpovídal stanovenému intervalu u extenzorů zápěstí.

Nejprve jsme porovnali průměrnou amplitudu extenzorů zápěstí a kořenových svalů.

Pro potřeby procentuálního vyjádření jsme hodnotu prům.amplitudy extenzorů zápěstí stanovili jako 100% a hodnoty ostatních svalů k ní byly následně vztahovány (viz. graf vlevo u probanda 1.-8. v kap.6).

Dále jsme hodnotu průměrné amplitudy (v daném intervalu) kořenových svalů jednotlivě přirovnali k jejich maximální amplitudě a procentuálně vyjádřili (viz. grafy vpravo u probandů 1-8 v kap.6).

3. Výsledky byly zaznamenány do tabulek a sloupcových grafů (viz.kap.6).

6. Výsledky

Metodou povrchové elektromyografie jsme zaznamenávali vztah zapojování lopatkových svalů během nejvyšší aktivace extenzorů zápěstí při odhodu disku (používaného ve hře ultimate frisbee). Pokusili jsme se tak ověřit klinickou teorii hovořící o nutnosti stabilizace lopatky pro práci volné horní končetiny.

Analýzy se zúčastnilo 8 trénovaných hráčů, u kterých lze předpokládat již ustálený vzor (resp.styl) házení. Probandi házeli disk proti zdi vzdálené cca.3m v prostorách kineziologické laboratoře FTVS UK.

Sada pěti bipolárních elektrod zaznamenávala aktivitu extenzorů zápěstí, m.pectoralis major, m.trapezius - pars descendens, m.trapezius - pars ascendens a m.serratus anterior.

1. Extenzory zápěstí

Maximální amplituda (dále max.A) se v rámci zkoumané skupiny pohybovala mezi 800 a 2200 mikroV (viz.tabulky a sloupcové grafy v kap.6).

Průměrná amplituda (dále prům.A) v intervalu 200ms v okolí max.A dosahovala hodnot v rozmezí 200–500 mikroV (viz.tabulky a sloupcové grafy v kap.6).

2. Kořenové svaly

Max.A těchto svalů se v rámci zkoumané skupiny pohybovaly v široké škále hodnot, stejně jako amplitudy průměrné (viz.tabulky a sloupcové grafy v kap.6).

Výsledky ukazují na individuálně specializovaný vzor jednotlivce.

Z širšího pohledu je však možné rozpoznat určité obdobnosti, které rozdělují získané individuální vzory probandů do *dvou modelů*.

Prvý z nich je charakteristický dominancí m.pectoralis major (proband 2, 5 a 8), k němuž se svou aktivitou přidává buď m.serratus anterior (proband 5 a 8) nebo m.trapezius svými oběma porcemi (proband 2).

Ve druhém modelu se naproti tomu objevuje dominantní aktivita obou porcí m.trapezius (proband 1, 4, 6 a 7), ke které se dále přidružuje společná aktivita m.pectoralis major a m.serratus anterior (jako v případě probanda 1 a 4) anebo samostatná výrazná aktivita m.serratus anterior (probandi 6 a 7).

Aktivita probanda č.3 jeví shodné znaky modelu 1 i modelu 2.

Proband č.1

Věk (roky)	Výška (cm)	Váha (kg)	BMI
50	170	63	22

Anamnestická data:

PA: Učitel TV na vysoké škole – ultimate, fotbal

8 hod. denně

trenér Prague Devils – tým ultimate frisbee

Úrazy: oboustranné distorze kotníků opakovaně

Operace: 0

Hobby: Sport, turistika

Ultimate Frisbee:

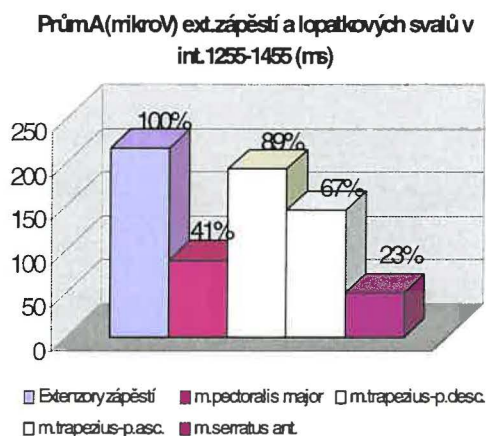
Jak dlouho se již sportu věnujete?	14 let
Jak často trénujete?	cca. 8 hod.týdně (+ trénování)
Kolik typů hodů ovládáte?	backhand, forehand, overhead + modifikace
Ve kterém hodu se cítíte nejjistější?	backhand, forehand, overhead
Jaká vzdálenost hodu vám nejvíce vyhovuje?	Cca. 15-20 metrů
Jaký typ úchopu disku používáte u hodu backhand?	Nejčastěji Single-Finger, jinak dle situace

Tab.6.1 Výsledky – proband č.1

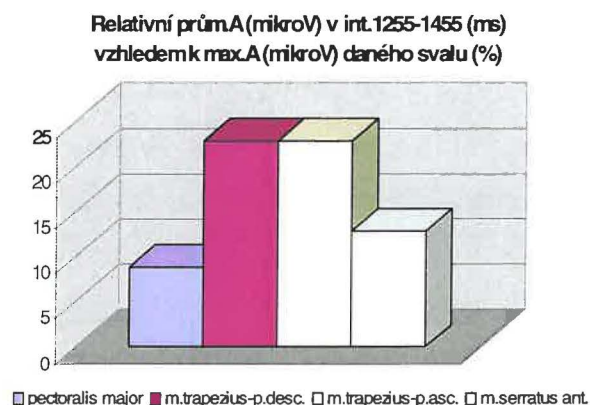
sval	max.A (mikroV)	v čase t (ms)	prům.A (mikroV)	v intervalu (ms)
Extenzory zápěstí	883,79	1355	215,78	1255 - 1455

sval	max.A (mikro V)	prům.A v intervalu 1255 - 1455	% max.A	% prům.A E.z.
m.pectoralis major	979,00	87,61	9	41
m.trapezius pars desc.	839,84	192,26	23	89
m.trapezius pars ascend.	629,88	144,41	23	67
m.serratus anterior	390,63	50,44	13	23

Graf 6.1



Graf 6.1.1



Proband č.2

Věk (roky)	Výška (cm)	Váha (kg)	BMI
33	175	78	25

Anamnestická data:

PA: manager

práce s PC, častá jízda v autě

cca. 9 hod. denně

Úrazy: 2000 - distorze levého kotníku

1997 – poranění pravého kolenního kloubu, konz.léčba

Operace: 1990 APE

Hobby: Sport (fotbal, plavání), cestování

Ultimate Frisbee:

Jak dlouho se již sportu věnujete?	14 let
Jak často trénujete?	cca. 5 hod.týdně
Kolik typů hodů ovládáte?	backhand, forehand, overhead + modifikace
Ve kterém hodu se cítíte nejjistější?	backhand na >10m
Jaká vzdálenost hodu vám nejvíce vyhovuje?	kolem 20 metrů
Jaký typ úchopu disku používáte u hodu backhand?	Power grip

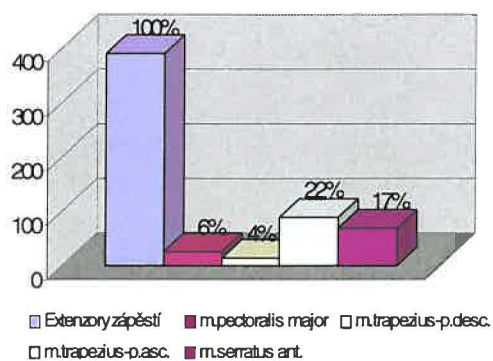
Tab.6.2 Výsledky – proband č.2

sval	max.A (mikroV)	v čase t (ms)	prům.A (mikroV)	v intervalu (ms)
Extenzory zápěstí	1879,88	968	389,69	868 - 1068

sval	max.A (mikro V)	prům.A v intervalu 868 - 1068	% max.A	% prům.A E.z.
m.pectoralis major	78,13	25,18	32	6
m.trapezius pars desc.	83,01	15,11	18	4
m.trapezius pars ascend.	473,63	87,22	18	22
m.serratus anterior	1623,54	67,99	4	17

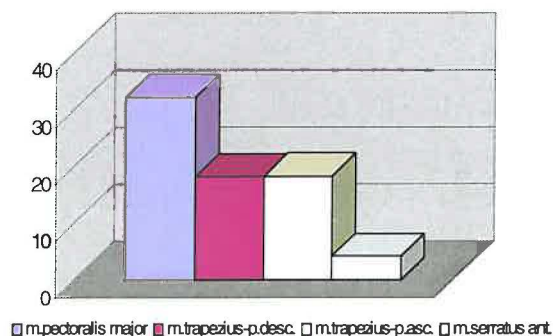
Graf 6.2

PrůmA(mikroV) ext.zápěstí a lopatkových svalů v int. 868-1068 (ms)



Graf 6.2.1

Relativní průmA(mikroV) v int.868-1068 (ms) vzhledem k max.A(mikroV) daného svalu (%)



Proband č.3

Věk (roky)	Výška (cm)	Váha (kg)	BMI
33	178	75	24

Anamnestická data:**PA:** stavbyvedoucí

práce s PC, častá jízda v autě, manuální práce na stavbách

cca. 9 hod. denně

Úrazy: 2x distorze pravého hlez.kl.

1x distorze levého hlez.kl.

Operace: 1983 APE**Hobby:** Sport (lyžování, plavání), příroda, cestování**Ultimate Frisbee:**

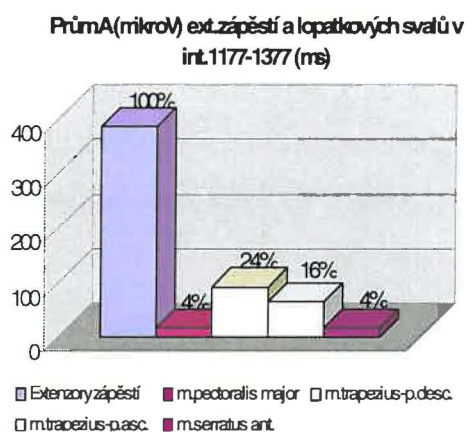
Jak dlouho se již sportu věnujete?	14 let
Jak často trénujete?	cca. 4 hod.týdně
Kolik typů hodů ovládáte?	backhand, forehand, overhead + modifikace
Ve kterém hodu se cítíte nejjistější?	Backhand, podtočený forehand
Jaká vzdálenost hodu vám nejvíce vyhovuje?	střední
Jaký typ úchopu disku používáte u hodu backhand?	Single-Finger, ukazovák více směřuje do středu disku

Tab.6.3 Výsledky – proband č.3

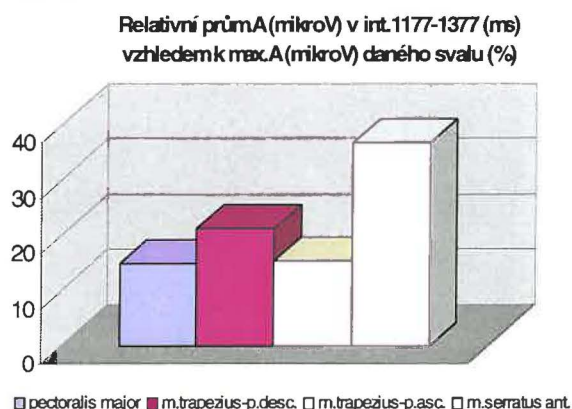
sval	max.A (mikroV)	v čase t (ms)	prům.A (mikroV)	v intervalu (ms)
Extenzory zápěstí	2216,80	1277	383,76	1177 - 1377

sval	max.A (mikro V)	prům.A v intervalu 1177 - 1377	% max.A	% prům.A E.z.
m.pectoralis major	107,42	15,96	15	4
m.trapezius pars desc.	424,80	90,78	21	24
m.trapezius pars ascend.	407,71	63,31	16	16
m.serratus anterior	41,50	15,23	37	4

Graf 6.3



Graf 6.3.1



Proband č.4

Věk (roky)	Výška (cm)	Váha (kg)	BMI
28	179	75	23

Anamnestická data:

PA: soukromý podnikatel

práce s PC, jednání mimo zaměstnání

cca. 10 hod. denně

Úrazy: 1998 distorze pravého hlez.kl. s fract.dist.fibuly

1995 lehčí komoce mozku po pádu, bez následků

Operace: 0

Hobby: Sport, literatura, cestování

Ultimate Frisbee:

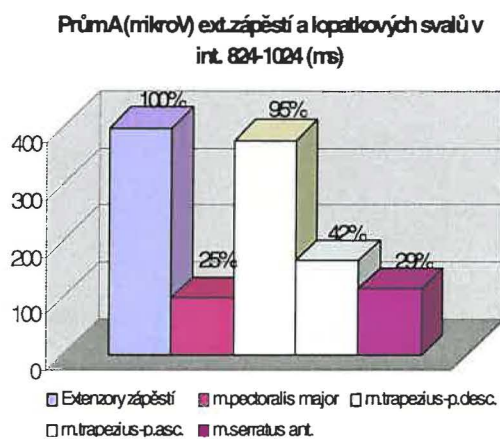
Jak dlouho se již sportu věnujete?	9 let
Jak často trénujete?	cca. 4 hod.týdně
Kolik typů hodů ovládáte?	backhand, forehand, overhead + některé modifikace
Ve kterém hodu se cítíte nejjistější?	forehand
Jaká vzdálenost hodu vám nejvíce vyhovuje?	střední – cca. 15-20m
Jaký typ úchopu disku používáte u hodu backhand?	Většinou Single-Finger, jinak dle potřeby

Tab.6.4 Výsledky – proband č.4

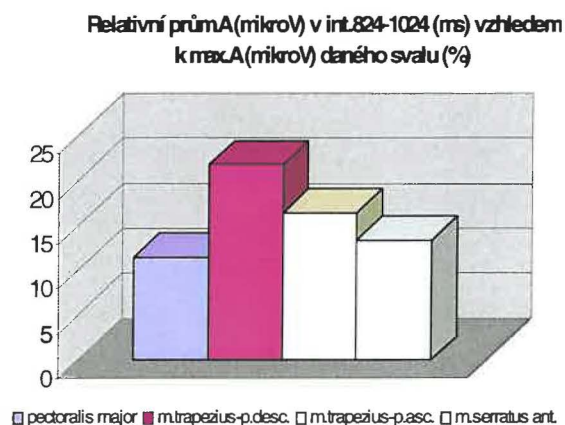
sval	max.A (mikroV)	v čase t (ms)	prům.A (mikroV)	v intervalu (ms)
Extenzory zápěstí	1220,70	924	399,04	824 - 1024

sval	max.A (mikro V)	prům.A v intervalu 824 - 1024	% max.A	% prům.A E.z.
m.pectoralis major	878,91	101,40	12	25
m.trapezius pars desc.	1733,40	377,26	22	95
m.trapezius pars ascend.	1008,30	165,85	16	42
m.serratus anterior	881,35	117,32	13	29

Graf 6.4



Graf 6.4.1



Proband č.5

Věk (roky)	Výška (cm)	Váha (kg)	BMI
27	176	73	24

Anamnestická data:**PA:** programátor

sedavé zaměstnání, práce s PC

cca. 10 hod. denně

Úrazy: 0**Operace:** 0**Hobby:** Sport, četba, film, hudba**Ultimate Frisbee:**

Jak dlouho se již sportu věnujete?	8 let
Jak často trénujete?	4 hod.týdně
Kolik typů hodů ovládáte?	backhand, forehand, overhead + některé modifikace
Ve kterém hodu se cítíte nejjistější?	backhand
Jaká vzdálenost hodu vám nejvíce vyhovuje?	do 30m
Jaký typ úchopu disku používáte u hodu backhand?	Power grip

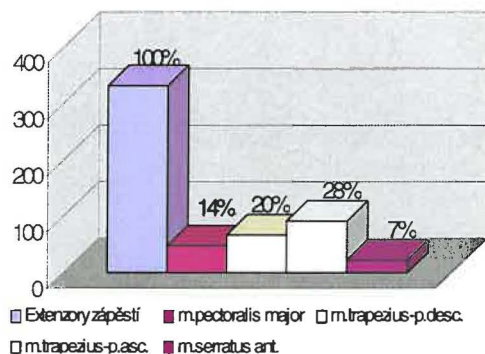
Tab.6.5 Výsledky – proband č.5

sval	max.A (mikroV)	v čase t (ms)	prům.A (mikroV)	v intervalu (ms)
Extenzory zápěstí	1428,22	1545	333,40	1445 – 1645

sval	max.A (mikro V)	prům.A v intervalu 1445 - 1645	% max.A	% prům.A E.z.
m.pectoralis major	200,20	47,25	24	14
m.trapezius pars desc.	639,65	67,01	10	20
m.trapezius pars ascend.	739,75	93,38	13	28
m.serratus anterior	104,98	22,25	21	7

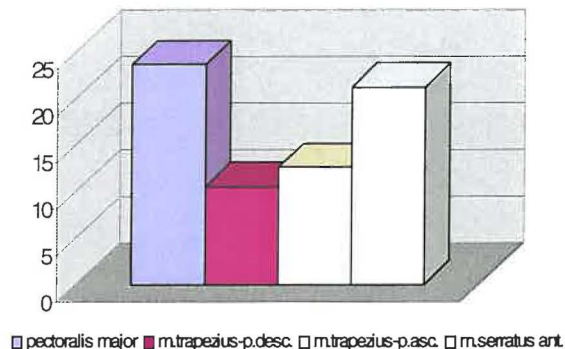
Graf 6.5

PrůmA(mikroV) ext.zápěstí a lopatkových svalů v int. 1445-1645 (ms)



Graf 6.5.1

Relativní průmA(mikroV) v int. 1445-1645 (ms) vzhledem k maxA(mikroV) daného svalu (%)



Proband č.6

Věk (roky)	Výška (cm)	Váha (kg)	BMI
27	178	74	23

Anamnestická data:

PA: student VŠ

Úrazy: 2001 úraz levého kolenního kloubu

Operace: 2001 – plastika PZV levého kolenního kloubu

Hobby: Sport, cestování, kino

Ultimate Frisbee:

Jak dlouho se již sportu věnujete?	10 let
Jak často trénujete?	cca. 5 hod.týdně
Kolik typů hodů ovládáte?	backhand, forehand, overhead + další modifikace
Ve kterém hodu se cítíte nejjistější?	backhand, overhead
Jaká vzdálenost hodu vám nejvíce vyhovuje?	Střední vzdálenost
Jaký typ úchopu disku používáte u hodu backhand?	„něco mezi power grip a single-finger“

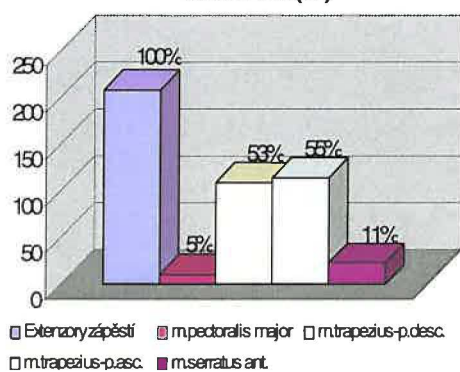
Tab.6.6 Výsledky – proband č.6

sval	max.A (mikroV)	v čase t (ms)	prům.A (mikroV)	v intervalu (ms)
Extenzory zápěstí	1110,84	1559	207,91	1459 - 1659

sval	max.A (mikro V)	prům.A v intervalu 1459 - 1659	% max.A	% prům.A E.z.
m.pectoralis major	97,66	10,52	11	5
m.trapezius pars desc.	698,24	109,33	16	53
m.trapezius pars ascend.	412,60	113,84	28	55
m.serratus anterior	100,10	23,54	24	11

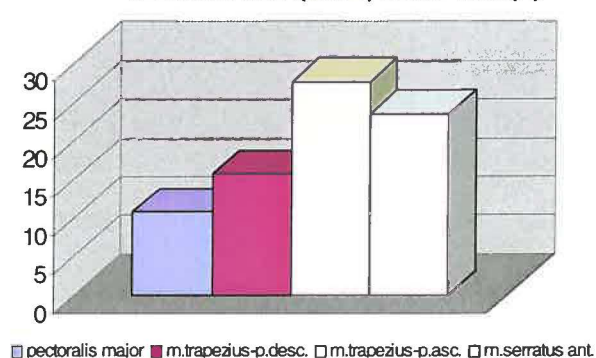
Graf 6.6

PrůmA(mikroV) ext.zápěstí a lopatkových svalů v int.1459-1659 (ms)



Graf 6.6.1

Relativní průmA(mikroV) v int.1459-1659 (ms) vzhledem k max.A(mikroV) daného svalu (%)



Proband č.7

Věk (roky)	Výška (cm)	Váha (kg)	BMI
27	173	69	23

Anamnestická data:

PA: student VŠ

Úrazy: 0

Operace: 0

Hobby: Sport, hudba, cestování

Ultimate Frisbee:

Jak dlouho se již sportu věnujete?	9 let
Jak často trénujete?	cca. 4 hod.týdně
Kolik typů hodů ovládáte?	backhand, forehand, overhead + modifikace
Ve kterém hodu se cítíte nejjistější?	backhand
Jaká vzdálenost hodu vám nejvíce vyhovuje?	cca. 15 metrů
Jaký typ úchopu disku používáte u hodu backhand?	Single-finger

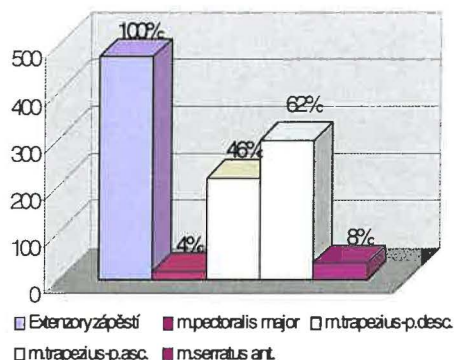
Tab.6.7 Výsledky – proband č.7

sval	max.A (mikroV)	v čase t (ms)	prům.A (mikroV)	v intervalu (ms)
Extenzory zápěstí	2219,24	1169	474,33	1069 - 1269

sval	max.A (mikro V)	prům.A v intervalu 1069 - 1269	% max.A	% prům.A E.z.
m.pectoralis major	307,62	18,71	6	4
m.trapezius pars desc.	1271,97	216,25	17	46
m.trapezius pars ascend.	1037,60	295,65	28	62
m.serratus anterior	134,28	36,01	27	8

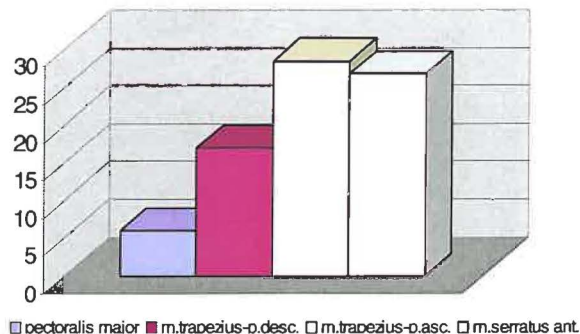
Graf 6.7

PrůmA(mikroV) ext.zápěstí a lopatkových svalů v int. 1069-1269 (ms)



Graf 6.7.1

Relativní průmA(mikroV) v int.1069-1269 (ms) vzhledem k max.A(mikroV) daného svalu (%)



Proband č.8

Věk (roky)	Výška (cm)	Váha (kg)	BMI
25	164	50	19

Anamnestická data:

PA: student VŠ

Úrazy: 0

Operace: 1990 - APE

Hobby: Sport, cestování, četba

Ultimate Frisbee:

Jak dlouho se již sportu věnujete?	8 let
Jak často trénujete?	cca. 4 hod.týdně
Kolik typů hodů ovládáte?	backhand, forehand, overhead + modifikace
Ve kterém hodu se cítíte nejjistější?	backhand
Jaká vzdálenost hodu vám nejvíce vyhovuje?	hody na kratší či střední vzdálenost
Jaký typ úchopu disku používáte u hodu backhand?	větš. single-finger

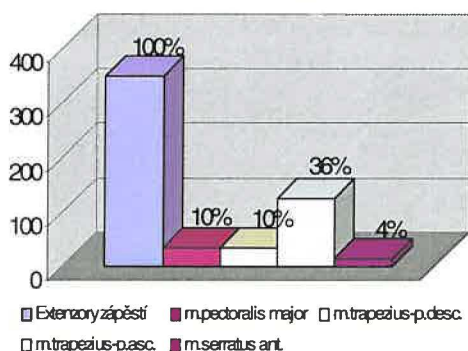
Tab.6.8 Výsledky – proband č.8

sval	max.A (mikroV)	v čase t (ms)	prům.A (mikroV)	v intervalu (ms)
Extenzory zápěstí	2268,07	1553	349,16	1453 - 1653

sval	max.A (mikro V)	prům.A v intervalu 1453 -1653	% max.A	% prům.A E.z.
m.pectoralis major	183,11	33,65	18	10
m.trapezius pars desc.	339,36	33,48	10	10
m.trapezius pars ascend.	986,33	125,12	13	36
m.serratus anterior	97,66	13,93	14	4

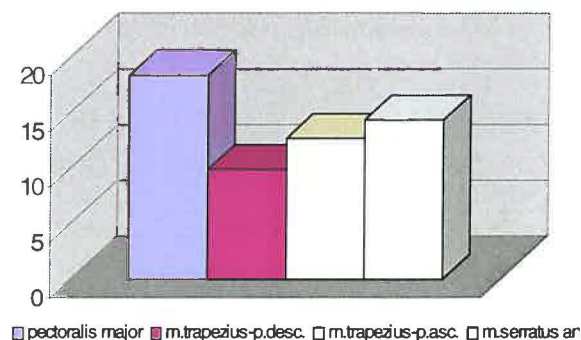
Graf 6.8

PrůmA(mikroV) ext.zápěstí a lopatkových svalů v int.1453-1653 (ms)



Graf 6.8.1

Relativní průmA(mikroV) v int.1453-1653 (ms) vzhledem k maxA(mikroV) daného svalu (%)



7. Diskuse

Pohybový vzor (program, pattern, styl). Slovní spojení liší se svým názvem dle toho, z jakého úhlu pohledu je na něj nahlíženo. Zajisté odlišné jméno mu dává kineziologie, kde jej např. Véle (1997, str.53, kap.3.6) odborně definuje jako „časoprostorové schéma určitého pohybového úkonu integrované do pohybové matrice, uložené do paměti...“, jinak jej zas budou nazývat a definovat trenéři a učitelé tělesné výchovy - například jako pohybový styl, jakým sportovec zachází s náčiním; jakým se pohybuje na náradí, na hřišti, atletickém stadionu apod. Svým obsahem však v podstatě vyjadřuje totéž.

V jednom se obě skupiny mohou shodovat – je to individualita (resp.jedinečnost) konkrétního vzoru (resp. stylu, programu) konkrétního jedince.

Bohužel se ještě stále můžeme setkat se schematickými názory, udělujícími jednotlivci a jeho osobitému pohybovému projevu takřka strnulé limity a „mantinely“ s vizí zajištění pomyslného optima.

U vícero jednotlivců, konajících na první pohled stejnou činnost, může nanejvýš docházet k podobnosti vzoru, s jakým činnost provádějí, ale při podrobnějším pohledu (někdy však až při velmi podrobném odborném vyšetření) zjišťujeme nuance, které z prostého pohybového projevu činní pohybový projev jedinečný.

7.1 Diskuse k výsledkům

Experiment byl zaměřen na ověření klinické teorie hovořící o nutnosti stabilizace pletence ramenního pro práci volné horní končetiny. Někteří autoři (např. Kolář, 2001) hovoří také o centraci kloubu, neboli o optimálním nastavení pohybových segmentů vyváženou svalovou aktivitou. V oblasti pletence ramenního Véle (1997) popisuje 4 základní svalové smyčky, jejichž aktivita se podílí na pohybu a udržování polohy lopatky, a tím na nastavení glenoidální jamky. Patří sem dvojice:

- mm. rhomboidei – m. serratus anterior
- m. levator scapulae – m. trapezius (pars ascendens)
- m. pectoralis minor – m. trapezius (pars descendens)
- m. serratus anterior (horní a stř. část) – m. trapezius (pars transversa)

stabilizaci ramenního kloubu spíše ve směru kranio-kaudálním. Jinak řečeno, že lopatka je v tomto okamžiku fixována proti své elevaci (resp. depresi).

Jeden z probandů (proband č.3) má ve svém individuálním vzoru znaky obou zmíněných modelů. Můžeme tedy tvrdit, že u tohoto probanda došlo ke stabilizaci ramenního kloubu ve dvou rovinách? Snad.

Můžeme však prohlásit, že hypotéza č.1 byla potvrzena, neboť jak m.trapezius – pars ascendens, tak m.serratus anterior se opravdu během hodů backhand do stabilizace pletence ramenního, určitým způsobem, zapojují. V terapii či v tréninku by se tyto poznatky daly využít například k harmonizaci svalové aktivity během dynamické stabilizace kloubu.

Otázkou nadále zůstává, jaké uspořádání aktivity svalů by provázelo hody na různou vzdálenost. Kolář (2000 in Kračmar, 2002)) se zmiňuje o aktivaci jednotlivých svalů v celých skupinách, řetězcích, podle intenzity překonávaného odporu a podle aktuální posturální situace. Podle toho by tedy zřejmě docházelo u hodů na velmi dlouhou vzdálenost k zapojování dalších, často segmentu vzdálených skupin.

A naopak u hodů na krátkou vzdálenost, by se počet aktivních svalových skupin redukoval.

Fenomén zapojování svalů do pohybu je ovlivněn ale i dalšími vlivy, jako je psychické rozpoložení, únava, změny vnitřního prostředí a podobně. Uvědomíme-li si, že během jednoho víkendu hráči odehrají 6 – 10 nejméně 30 minutových zápasů, musí být více než jasné, že se s postupující fyzickou únavou mění i mezisvalová koordinace.

Pokud by byla terapie a následný trénink zaměřen na aktivaci (resp. oslovení) stabilizačních svalů, vyžadující zapojení minimálního počtu svalových skupin, dal by se nástup únavy a snížení koordinace posunout o delší časový úsek.

7.2 Úskalí experimentu

Posuzování pohybu v laboratorních podmínkách shledávám za úskalí č.1.

Tento fakt s sebou nese značná omezení (např. délka hodu, házení proti zdi a nikoliv chytající osobě, nepřítomnost obránce aj.). V experimentu je navíc nutné stanovit konstanty, které opět představují jisté limity. Probandi byli podrobeni dotazníkovému šetření nejen proto, abychom vyloučili možná omezení pohybu, ale zároveň v nich byli dotazováni na preferenci úchopu disku, typu a vzdálenosti hodu (ve hře je samozřejmě nutné umět házet na různé vzdálenosti, ale obvykle každý hráč má tu „svou oblíbenou“), která jim v některých případech během vyšetření nebyla dovolena (resp. byla stanovena jinak). Například většina hráčů zvolila za vzdálenost, v níž jsou jejich hody „nejjistější“ (správně zamířené, klopené, mají dostatečnou rotaci apod.- jsou tedy nejlépe „chytatelné“), vzdálenost střední, někdy konkrétně specifikovanou na 15-20m, což také nelze vzhledem k možnostem laboratoře umožnit.

Dále byl stanoven jednotný úchop disku. Samozřejmě předpokládáme, že zkušení hráči umí využívat všech ze základních úchopů disku, ale přesto se jejich preference, v některých případech, se stanoveným typem „Single-Finger“ neztotožňovala.

Někteří mohou také spatřovat úskalí metody v absenci synchronizovaného videozáznamu. Nešlo nám však o to, abychom zachytili pohyb horní končetiny, ve kterém dochází k maximální aktivitě extenzorů zápěstí, šlo nám o čisté porovnání okamžiku (dlouhém 200ms!), ve kterém k této aktivitě dochází s aktivitou v oblasti pletence ramenního.

V rámci pilotní studie tohoto zaměření považuji absenci záznamu za akceptovatelnou. Pro další a podrobnější analýzy pohybu v širším časovém úseku bych doporučila buď synchronizovaný videozáznam, nebo 3D analýzu.

7.3 Přínos experimentu

Přínosem je nahlédnutí do pohybových vzorů vybraných hráčů reprezentačního týmu ultimate frisbee.

Význam takovýchto analýz tkví zejména v jejich využití v praxi – trénink či terapie zaměřená k harmonické aktivaci stabilizačního systému kloubu.

Dále také doufám, že námi získaná data a částečné shrnutí problematiky bude sloužit k rozsáhlejšímu výzkumu v tomto směru.

8. Závěr

Výsledky práce ukazují na rozličnost, se kterou jsou svaly do stejného typu pohybu zapojovány. Jejich rozdělení do dvou modelů je čistě účelové, pro možnosti snazšího a globálnějšího interpretování. Snažila jsem se nepodlehout dogmatickým tvrzením, která by jasně stanovovala daný vzor házení. Pohybový vzor je tak jedinečný, jak jedinečným je jeho nositel. Stejně tak je k tomu nutné nahlížet i v terapii, dodržovat individuální přístup a nenechat se ovládat, byť jednodušším, schematickým postupem.

K tématu práce mě přivedlo mé studijní zaměření, vlastní zájem a osobní účast v jednom z nejvýznamnějších českých týmu ultimate.

Vzhledem ke snaze stále posunovat tento sport na velmi dobrou úroveň (jako např. v USA, Austrálii, Velké Británii apod., spekuluje se navíc o účasti na OH), se domnívám, že pohybové analýzy i zde najdou v budoucnosti svá uplatnění, jako je tomu v jiných sportovních odvětvích.

9. Seznam literatury

AMBLER, Z. *Neurologie – pro studenty lékařské fakulty*. Praha : Karolinum, 2001. 399 s.

ARGAJ, G. Netradičné športové hry korfbal a frisbee v učebnom pláne FTVŠ UK Bratislava. In *Hry v programech tělovýchovných procesů*, Plzeň : PedF Západočeská univerzita, 1997.

ARGAJ, G. Netradičné športové hry v nových osnovách telesnej výchovy – frisbee. *Športové hry*. Bratislava, 1997. n.1.

BASMAJIAN, J.V. *Muscles Alive*. 3rd edition. Baltimore : The Williams and Wilkins company, 1974.

CORNELISSEN, P.; OCON, M. *Ultimate. World Flying Disk Federation*. Nederlandse Frisbee bond. [on-line], 2001. [citováno 2004/15/04].
< URL http://www.discsports.nl/wfdffinfo/ult_short.pdf>.

ČIHÁK, R. *Anatomie, část I*. Praha : Grada Publishing, 2001.

DE LUCA, C.J. The Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*. 1997, vyd.13, s.135-163.

DICK, F.W. *Sports training principles*. Reprinted fourth edition. London : A&C Black, 2003. ISBN 0-7136-5865-7.

DUFEK, J. *Elektromyografie*. Učební text. Brno : IDVZP, 1995.

DYLEVSKÝ, I.; DRUGA, R.; MRÁZKOVÁ, O. *Funkční anatomie člověka*. Praha : Grada, 2000. 664 s. ISBN 80-7169-681-1

FENEIS, H. *Anatomický obrazový slovník*. Praha : Avicenum, 1981. 484 s., ISBN 08-096-81

FILANDR, J. *Frisbee*. Dotisk prvního vydání. Praha : ČVUT, 2002.

ISBN 80-01-02123-8

FILANDR, J.: *Frisbee. SOKOL, časopis pro cvičitele, trenéry a vzdělavatele*. 1996, č.12, s.8-9.

HAVLÍČKOVÁ, L. a kol. *Fyziologie tělesné zátěže: obecná část*. Dotisk.

Praha : Karolinum, 2000. ISBN 80-7184-875-1

JANDA, V. *Funkční svalový test*. Praha : Grada 1996. vyd.1.české, 328 s.

ISBN 80-7169-208-5

JANDA, V. *Základy kliniky funkčních (neparetických) hybných poruch* : učební text.

Brno : Ústav pro další vzdělávání středních zdravotnických pracovníků, 1982.

KABELÍKOVÁ, K.; VÁVROVÁ, M. *Cvičení k obnovení a udržování svalové rovnováhy : průprava ke správnému držení těla*. Praha : Grada Publishing, 1997

KOLÁŘ, P. Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, č.8, s. 152 – 164.

KOLÁŘ, P. Učební text a přednášky v předmětu vývojová kineziologie. 2005.

KRAČMAR, B. Kineziologická studie sportovní lokomoční činnosti.

Rehabilitace a fyzikální lékařství. 2002, č.3, s. 86 - 96

KRAHULCOVÁ, J. *Možnosti ovlivnění aktivity posturálních svalů u houslistů a violistů*. Diplomová práce. Praha : FTVS UK, 2005.

LEWIT, K. *Manipulační léčba*. Praha : Sdělovací technika, spol. s.r.o. 2003,

409 s., ISBN 80-86645-04-5

LIPPERT, S.L. *Clinical Kinesiology for Physical Therapist Assistants*.

Philadelphia : F.A. Davis company, 2000.

RASCH, P.J.; BURKE, R.K. *Kinesiology and Applied Anatomy – The Science of Human Movement*. 4th edition. Philadelphia : Lea and Febiger, 1971.

ROCKWOOD, C.A.; MATSEN, F.A. *The Shoulder*, vol.1 and 2.
Philadelphia : W.B. Saunders company, 1990.

RODOVÁ, D.; MAYER, M.; JANURA, M. Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, č.4, s.173-177.

SEMERÁDOVÁ, A. *Statistická analýza výsledků vybraného sportovního odvětví*. Diplomová práce. Praha : Zemědělská univerzita, 2004.

TROJAN, S.; DRUGA, R.; PFEIFFER, J. *Centrální mechanismy řízení motoriky : teorie, poruchy a léčebná rehabilitace*. Praha : Avicenum, 1991. 256 s.

TROJAN, S. a kol. *Lékařská fyziologie*. Praha : Grada Avicenum, 1994. 464 s.

VÉLE, F. *Kineziologie posturálního systému*. Praha : Karolinum, 1995. 85 s.
ISBN 382-118-95

VÉLE, F. *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha : Grada, 1997. 267 s.
ISBN 80-7169-256-5

VESELÝ, T. *Analýza zatížení hráče v utkání Ultimate – Frisbee*. Diplomová práce. Praha : FTVS UK, 2004.

VOJTA, V.; PETERS, A. *Vojtův princip*. Praha : Grada, 1995. 181 s.
ISBN 80-7169-004-X

10. Internetové zdroje k dané problematice

<http://www.wfdf.org>

<http://www.upa.org>

<http://www.ultimatehandbook.com>

<http://www.utilinks.com>

<http://www.frisbee.cz>

<http://www.sportdiscus.com>

<http://www.sportsci.org>

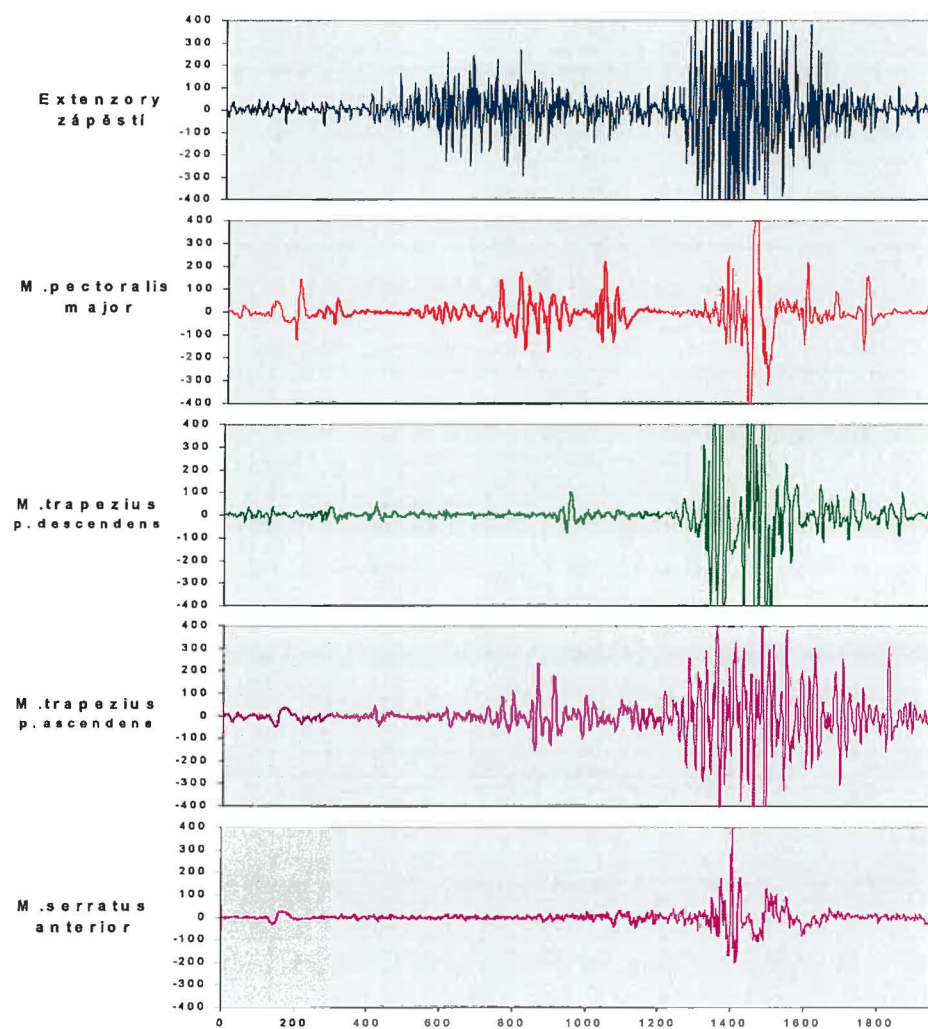
<http://www.whatisultimate.com>

Přílohová část

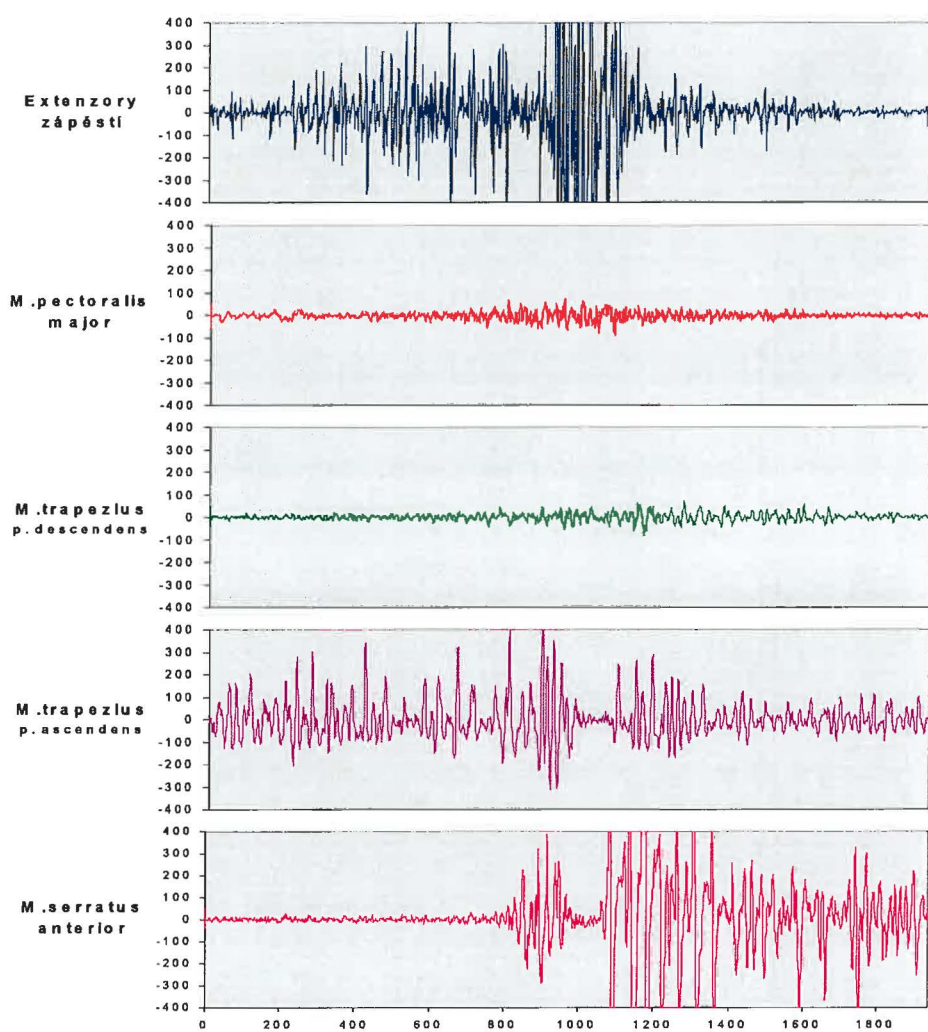
Záznamy EMG signálů

Proband 1	Příloha 1
Proband 2	Příloha 2
Proband 3	Příloha 3
Proband 4	Příloha 4
Proband 5	Příloha 5
Proband 6	Příloha 6
Proband 7	Příloha 7
Proband 8	Příloha 8
 Dotazník	 Příloha 9

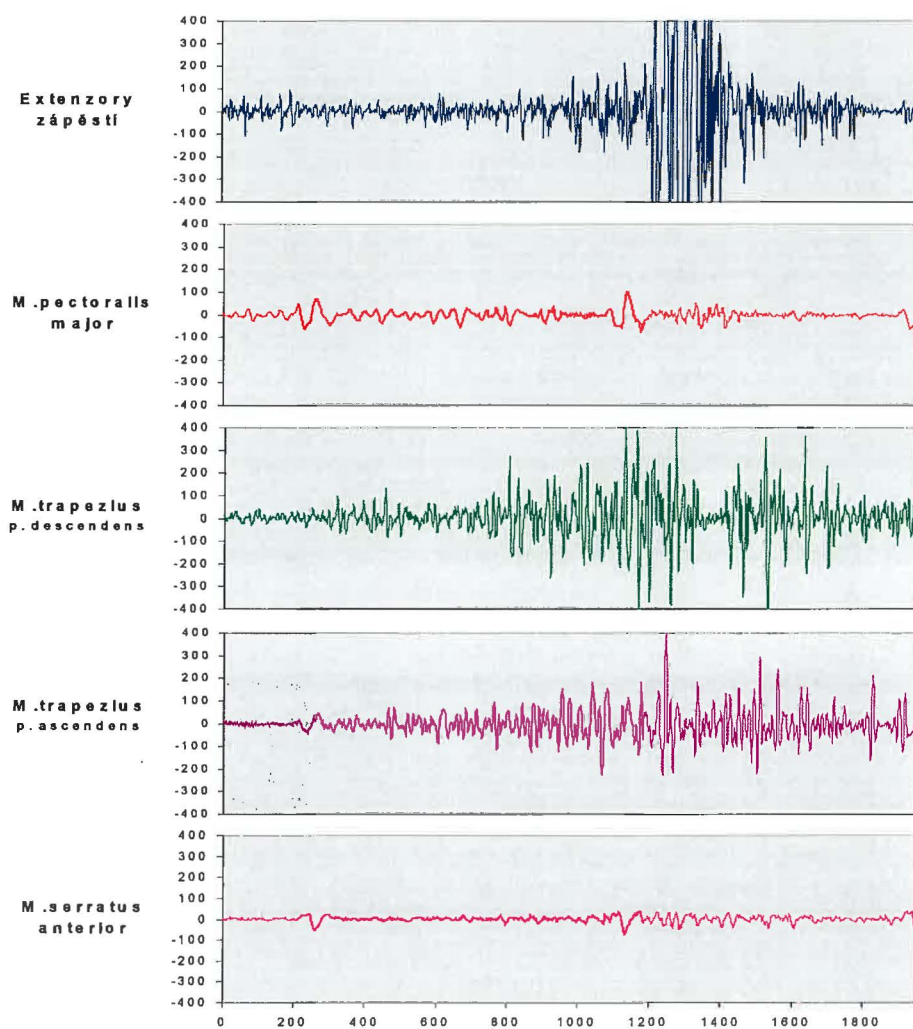
Příloha 1.



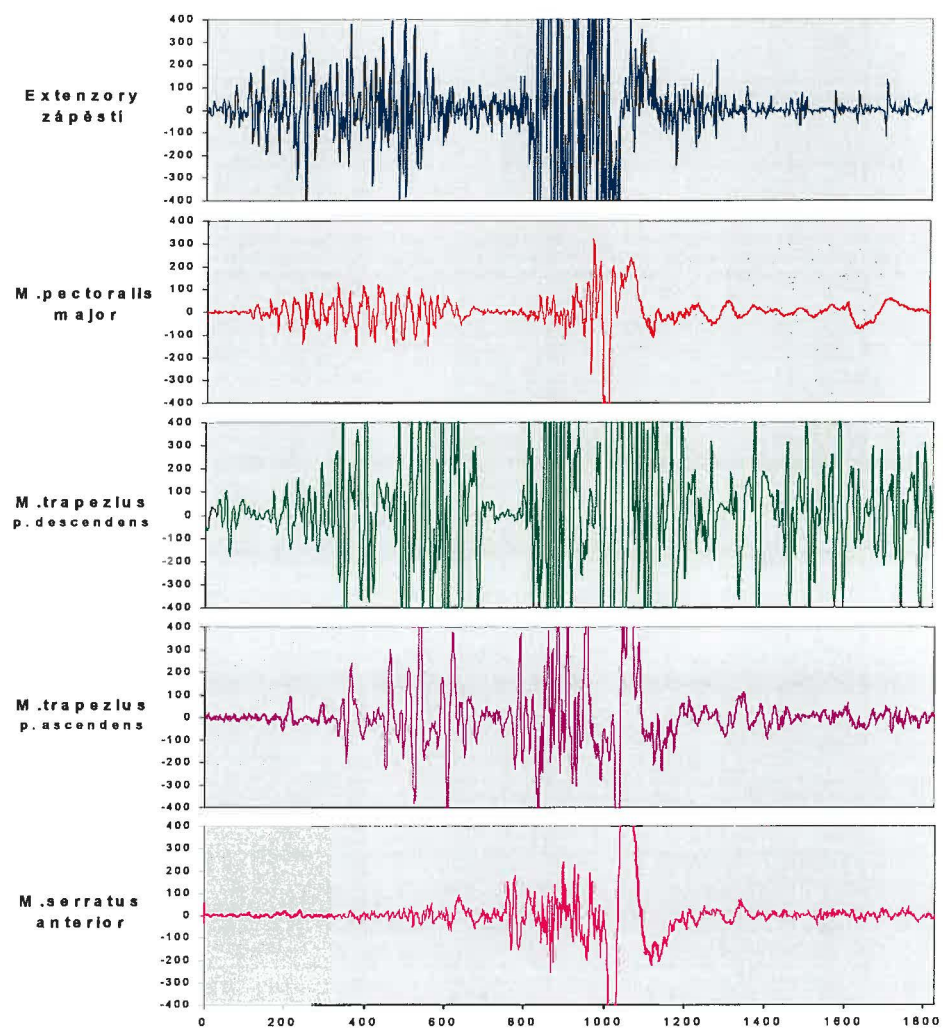
Příloha 2.



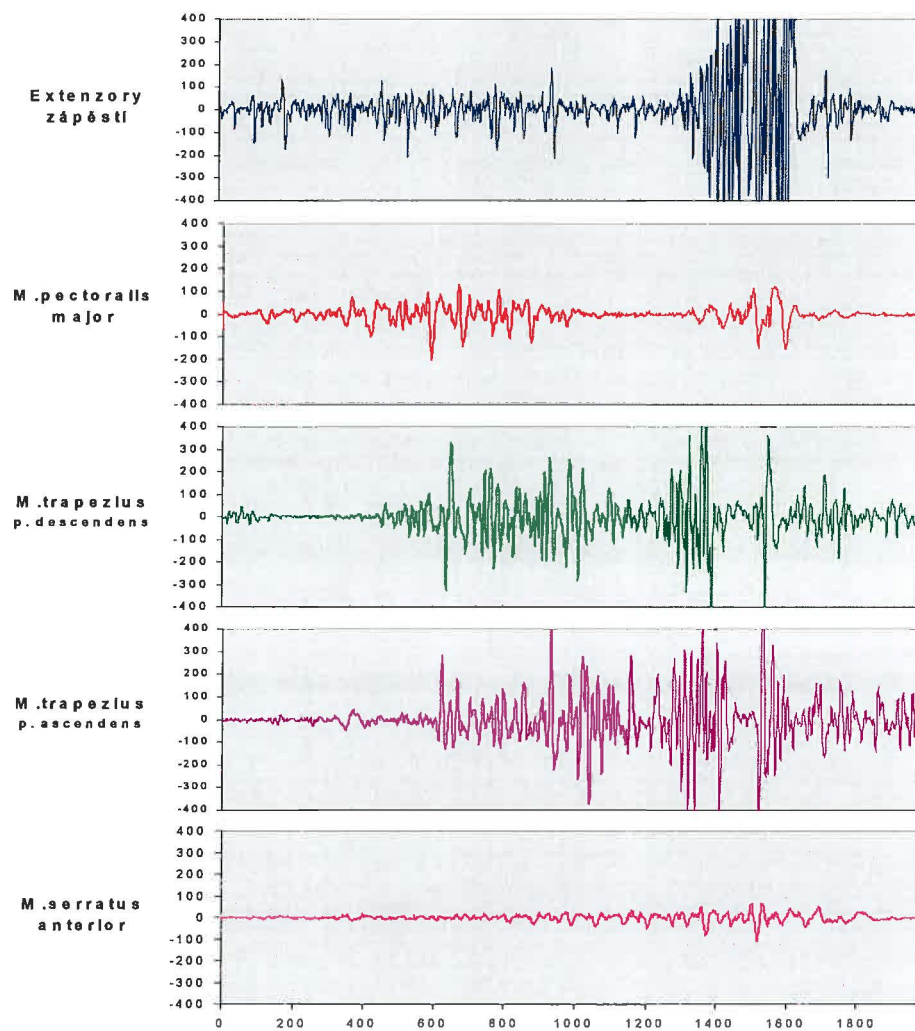
Příloha 3.



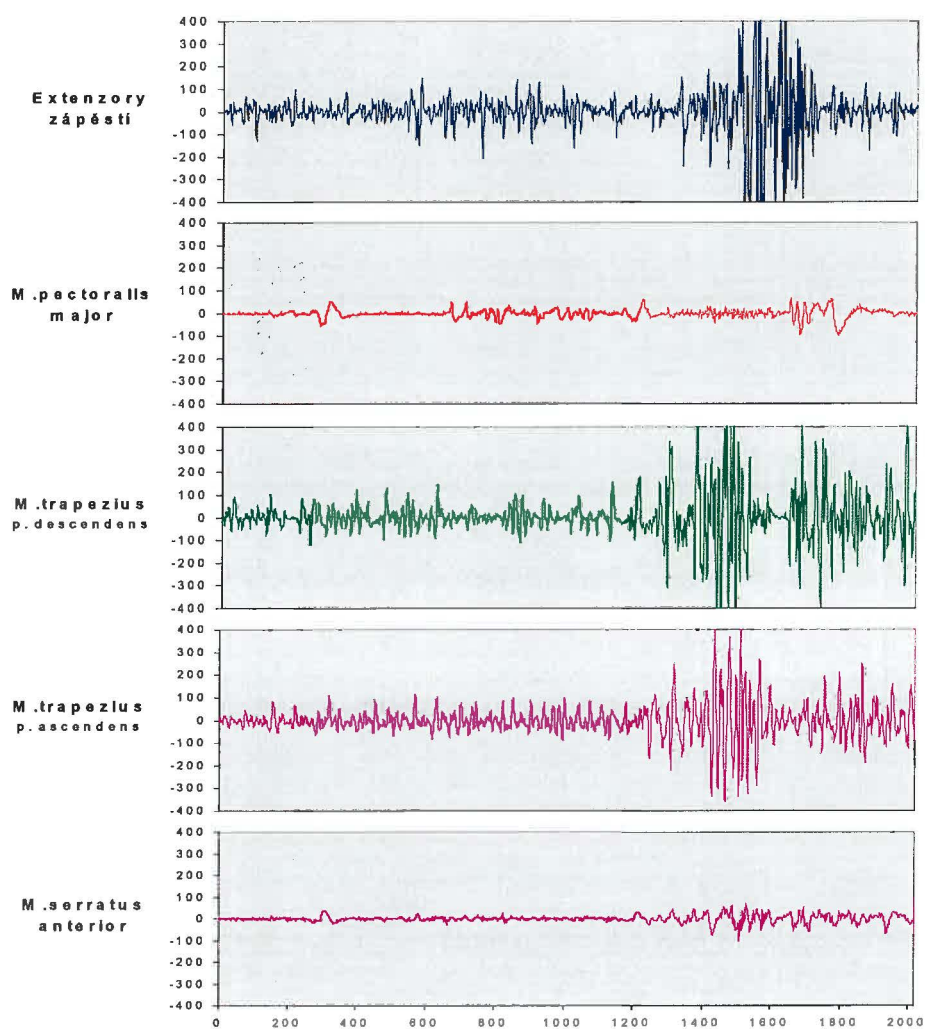
Příloha 4.



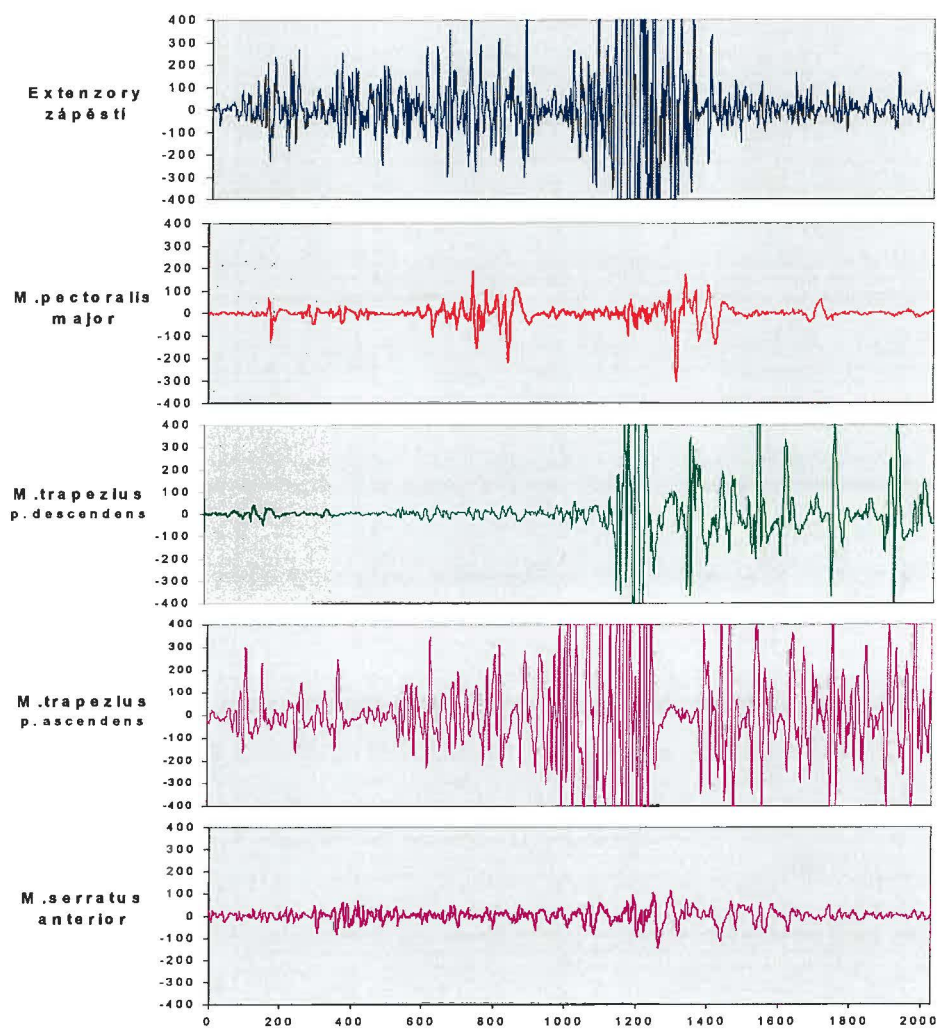
Příloha 5.



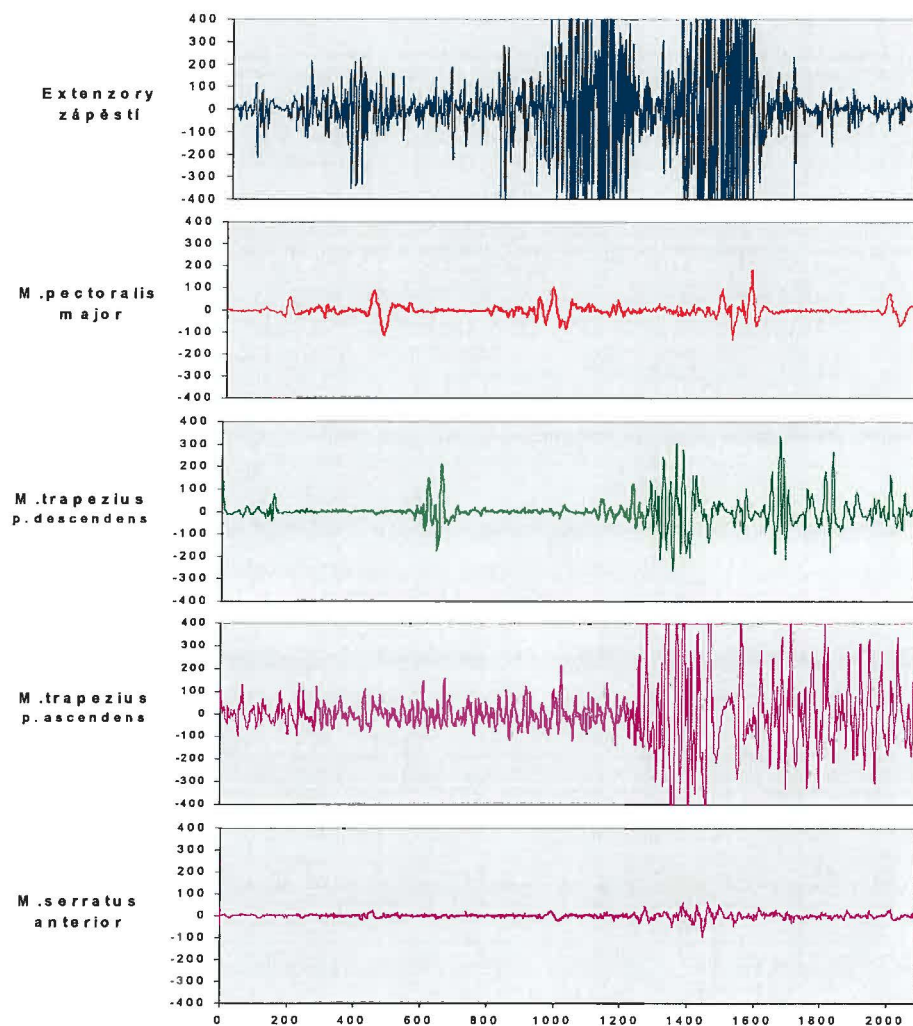
Příloha 6.



Příloha 7.



Příloha 8.



DOTAZNÍK

Jméno: **Příjmení:**

Datum narození:

Výška (cm): **Váha (kg):**

ANAMNÉZA

Osobní: úrazy – rok?
operace – rok?

Pracovní: pracujete jako:
kolik hodin denně:

Hobby: Jmenujte:
Jak často:
Jak dlouho:

Frisbee: Jak dlouho se již sportu věnujete?
Jak často trénujete?
Kolik typů hodů ovládáte?
Ve kterém hodu se cítíte nejjistější?
Jaká vzdálenost hodu vám nejvíce vyhovuje?
Jaký typ úchopu disku používáte u hodu backhand?

Jste si vědom okolností, které by Vás omezovaly při házení disku nebo Vám tuto aktivitu zcela znemožňovaly? ANO - NE

Souhlasíte s účastí na experimentu v rámci diplomové práce? ANO - NE